

Untersuchung der Beweglichkeit der oberen Extremität
mittels 3D - Bewegungsfunktionsanalysesystem Zebris®
und Winkelmessung

Dissertation

Zur Erlangung des akademischen Grades

Doctor medicinae (Dr.med.)

vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Schiller-Universität Jena

von Katrin Oschmann
geboren am 06.06.1982 in Meiningen, Thüringen

1. Gutachter: Prof. Dr. U. Ch. Smolenski, Jena
2. Gutachter: Prof. Dr. G. Hein, Jena
3. Gutachter: Prof. Dr. W. Mau, Halle-Wittenberg

Tag der öffentlichen Verteidigung: 06.04.2010

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	III
Abbildungsverzeichnis	IV
Tabellenverzeichnis	V
 Zusammenfassung	 7
 1. Einleitung	 9
 2. Theorie und Grundlagen	 11
2.1. Anatomie der oberen Extremität unter funktionellen Gesichtspunkten	11
2.1.1. Funktionelle Anatomie des Schultergelenkes.....	11
2.1.2. Funktionelle Anatomie des Ellenbogengelenkes.....	15
2.2. Verfahren zur Messung der Beweglichkeit an der oberen Extremität	17
2.2.1. Gelenkmessung nach der Neutral-Null-Durchgangsmethode.....	17
2.2.2. Messungen mittels Ultraschall-3D-Topometrie (Zebris®)	18
2.2.3. Funktionstests im Schulterbereich.....	19
2.2.4. Funktionstests im Ellenbogenbereich	20
2.2.5. Längen- und Umfangmessungen	22
2.3. Qualitätsmerkmale eines Messverfahrens	23
 3. Fragestellung	 26
 4. Probanden und Methoden	 27
4.1. Probanden	27
4.1.1. Zusammensetzung der Probandengruppe	27
4.1.2. Ein- und Ausschlusskriterien	28
4.2. Messmethoden	29
4.2.1. Messmethode der Ultraschall-3D-Topometrie (Zebris®).....	29
4.2.2. Messmethode der Goniometrie	31
4.3. Durchführung der Messungen	33
4.3.1. Anordnung am Messplatz	33
4.3.2. Messung der elementaren Gelenkbewegungen mittels Zebris® und manuellem Verfahren	34
4.4. Datenverarbeitung der dreidimensionalen Bewegungsmessung	38
4.5. Statistische Auswertung	40
 5. Ergebnisse	 43
5.1. Ergebnisse der 3D-Bewegungsfunktionsanalyse Zebris®	43
5.2. Ergebnisse der Goniometrie	44
5.3. Reliabilität der Messverfahren	47
5.3.1. Intrasession-Reliabilität.....	Fehler! Textmarke nicht definiert.
5.3.2. Intersession-Reliabilität.....	48
5.4. Validität der 3D-Bewegungsfunktionsanalyse Zebris®	49
 6. Diskussion	 53
 7. Schlussfolgerungen	 68
 8. Literatur- und Quellenverzeichnis	 70
 9. Anhang	 75

Abkürzungsverzeichnis

Abb	Abbildung
Ante	Anteversion
deg	engl.: degree (Grad)
Dep	Depression
Ex	Extension
Flex	Flexion
ICC	Intraclass-Korrelationskoeffizient
li	links
man	Manuelles Verfahren
mm	Millimeter
MT I	Messtag I
MT II	Messtag II
MW	Mittelwert
r	Korrelationskoeffizient nach Pearson
r_1	Korrelationskoeffizient nach Pearson, Messtag 1
r_2	Korrelationskoeffizient nach Pearson, Messtag 2
re	rechts
Retro	Retroversion
ROM	Range of Motion
SD	Standardabweichung
Tab	Tabelle
WM	Winkelmessung
Zeb	Zebri®

Abbildungsverzeichnis

	Seite
Abbildung 1	Der subakromiale Gleitraum 13
Abbildung 2	Die Rotatorenmanschette 13
Abbildung 3	An der Retroversion beteiligte Muskeln 14
Abbildung 4	Die drei Phasen der Anteversion 14
Abbildung 5	Bewegung der Skapula bei Elevation/Depression..... 15
Abbildung 6	Funktionsbewegung Nahrungsaufnahme 16
Abbildung 7	Nackengriff 19
Abbildung 8	Schürzengriff 19
Abbildung 9	Funktionsbewegung Kämmen 20
Abbildung 10	Funktionsbewegung Jacke anziehen 20
Abbildung 11	Hyperflexionstest 21
Abbildung 12	Valgus-Stress-Test 21
Abbildung 13	Varus-Stress-Test 21
Abbildung 14	Das Bewegungsmesssystem Zebris® CMS 70P 29
Abbildung 15	Null- oder Neutralstellung 31
Abbildung 16	Universelles Goniometer 31
Abbildung 17	Anordnung am Messplatz 33
Abbildung 18	Markeranordnung 34
Abbildung 19	Bewegungsanalyse mittels der Ultraschall-3D-Topometrie..... 35
Abbildung 20	Messung mittels Goniometer (Elevation)..... 36
Abbildung 21	Messung mittels Goniometer (Ex/Flex) 36
Abbildung 22	Darstellung eines Messbildes aus dem Analyseprogramm WinArm v.1.1.3.. 38
Abbildung 23	Beispiel für einen Report aus dem Analyseprogramm WinArm v.1.1.3 (Ex/Flex)..... 39
Abbildung 24	Beispiel für einen Report aus dem Analyseprogramm WinArm v.1.1.3 (Elevation)..... 39
Abbildung 25	ROM Ante/Retro sowie Ex/Flex, Vergleich Winkelmessung (WM)-Zebris® (Zeb) 45
Abbildung 26	Korrelation Zebris®-Messung mit Winkelmessung..... 50

Tabellenverzeichnis

	Seite
Tabelle 1	Bewegungsumfang im Schultergelenk ohne zusätzliche Schultergürtelbewegungen 12
Tabelle 2	Bewegungsumfang im Schultergelenk, Mitbeteiligung des Schultergürtels ... 12
Tabelle 3	Bewegungsumfang im Ellenbogengelenk, Normwerte 16
Tabelle 4	Altersverteilung der Probanden 27
Tabelle 5	Ablauf der Messungen 37
Tabelle 6	Bewertung des ICC nach Bortz et al. (2000) 40
Tabelle 7	Bewertung der Pearson-Korrelation nach Brosius (2006) 41
Tabelle 8	Ergebnisse der 3D-Bewegungsfunktionsanalyse Zebris® am Messtag in 5 Bewegungsrichtungen jeweils im Seitenvergleich, n=30, MW, SD in Grad 43
Tabelle 9	Ergebnisse der 3D-Bewegungsfunktionsanalyse Zebris® am 2. Messtag in 5 Bewegungsrichtungen jeweils im Seitenvergleich, n=30, MW, SD in Grad 43
Tabelle 10	Ergebnisse der Winkelmessung nach Neutral-Null-Durchgangsmethode am 1. Messtag in 6 Bewegungsrichtungen jeweils im Seitenvergleich, n=30, MW, SD in Grad 44
Tabelle 11	Ergebnisse der Winkelmessung nach Neutral-Null-Durchgangsmethode am 2. Messtag in 6 Bewegungsrichtungen jeweils im Seitenvergleich, n=30, MW, SD in Grad 44
Tabelle 12	Intrasession-Reliabilität von Zebris® und Winkelmessung in 5 bzw. 6 Bewegungsrichtungen jeweils im Seitenvergleich an 2 Messtagen, Intraklassenkorrelationskoeffizient (ICC) 46
Tabelle 13	Intersession-Reliabilität der 3D-Bewegungsfunktionsanalyse Zebris in 5 Bewegungsrichtungen jeweils im Seitenvergleich, Interklassenkorrelationskoeffizient (ICC) 47

Tabelle 14	Intersession-Reliabilität der Winkelmessung in 6 Bewegungsrichtungen jeweils im Seitenvergleich, Interklassenkorrelationskoeffizient (ICC)48
Tabelle 15	Korrelation Winkelmessung und 3D-Bewegungsfunktionsanalyse am 1. Messtag in 4 Bewegungsrichtungen jeweils im Seitenvergleich, 2. Messwiederholung, MW, SD in Grad, Korrelationskoeffizient (n. Pearson).....49
Tabelle 16	Korrelation Winkelmessung und 3D-Bewegungsfunktionsanalyse am 2. Messtag in 4 Bewegungsrichtungen jeweils im Seitenvergleich, 2. Messwiederholung, MW, SD in Grad, Korrelationskoeffizient (n. Pearson).....49

Zusammenfassung

Die Kenntnis des maximalen Bewegungsumfanges von Gelenken ist nicht nur für gutachterliche Fragen, sondern auch bei der Beurteilung von posttraumatischen oder degenerativen Bewegungseinschränkungen sinnvoll.

Hierbei ist es von großem Interesse die verschiedenen Messmethoden hinsichtlich ihrer Mess- bzw. Testgütekriterien zu prüfen.

Diese Studie untersucht den maximalen Bewegungsumfang der oberen Extremität bei verschiedenen Bewegungen mit Hilfe des Einsatzes zweier Methoden.

Als erste Methode wurde die manuelle Messung mit dem Goniometer, eine seit vielen Jahren allgemein akzeptierte Methode zur Erfassung von Gelenkpositionen, herangezogen.

Im Vergleich dazu kam als noch relativ junges Messverfahren das 3D-Bewegungsfunktionsanalysesystem Zebris[®], welches auf der Laufzeitmessung von Ultraschallimpulsen basiert, zum Einsatz.

Beide Methoden wurden auf Reliabilität, die 3D-Messung zusätzlich noch auf Validität, geprüft.

Untersucht wurde der maximale Bewegungsspielraum / Bewegungsumfang (Range of Motion, ROM) dreier elementarer Gelenkbewegungen: Elevation und Depression als Komplexbewegung des Schultergürtels, Ante- und Retroversion als ganzheitliches Bewegungsausmaß der oberen Extremität sowie Flexion und Extension im Ellenbogengelenk.

Die Untersuchungen erfolgten an 30 gesunden Probanden (15 weibliche und 15 männliche) im Alter von 19-57 Jahren, welche unter Berücksichtigung bestimmter Ein- und Ausschlusskriterien ausgewählt wurden.

Die Messungen fanden an jeweils zwei Messtagen statt, wobei man zwischen erstem und zweitem Messtag einen zeitlicher Abstand von einer Woche festlegte. Es fanden jeweils für jede Bewegungskombination drei Messzyklen pro Messtag statt.

Zur Ermittlung der Reproduzierbarkeit der Messergebnisse wurde sowohl die Intrasession-Reliabilität (Übereinstimmung der Messwerte innerhalb eines Messtages) als auch die Intersession-Reliabilität (Übereinstimmung der Messwerte an verschiedenen Messtagen) bestimmt.

Die Bewertung der Zuverlässigkeit erfolgte durch Bestimmung des Intraclass-Korrelationskoeffizienten (ICC) auf der Basis von Varianzanalysen.

Um die Validität für die Zebris®-Messungen zu ermitteln, mussten deren Messergebnisse mit den Ergebnissen der Winkelmessung korreliert werden. Als geeigneter Parameter für den Grad des Zusammenhangs der Werte kam der Korrelationskoeffizient nach Pearson zur Anwendung.

Für die Intrasession-Reliabilität der 3D-Bewegungsfunktionsanalyse ergaben sich ICC`s zwischen 0,88 und 0,98. Die Intrasession-Reliabilität ist dementsprechend überwiegend als hoch zu beurteilen.

Die ICC`s der Winkelmessungen variieren zwischen 0,69 und 0,97. Die Intrasession-Reliabilität für die Bewegungen der Anteversion, Retroversion und Extension ist als hoch einzustufen, die der übrigen Gelenkbewegungen als zufrieden stellend.

Bezüglich der Intersession-Reliabilität fielen die Ergebnisse etwas weniger eindeutig aus. Hier variieren die ICC`s der 3D-Bewegungsfunktionsanalyse zwischen 0,47 und 0,85.

Sie ist somit überwiegend als ausreichend, bei der Gelenkbewegung der Retroversion sogar als zufrieden stellend zu beurteilen.

Bei der Winkelmessung liegen die ICC-Werte im Bereich von 0,51 bis 0,94. Bei den Gelenkbewegungen Elevation, Anteversion, Extension sowie Flexion ist die Intersession-Reliabilität als zufrieden stellend zu interpretieren. Die Depression kann als ausreichend, die Retroversion sogar als hoch eingestuft werden.

Die ermittelten Korrelationskoeffizienten zur Bewertung der Validität des Zebris®-Messverfahrens unterliegen größeren Schwankungen. Sie variieren im Bereich von 0,24 bis 0,97.

Insgesamt betrachtet konnte in allen Bewegungsrichtungen jedoch mindestens eine schwache Korrelation zwischen der konventionellen Winkelmessung und der 3D-Bewegungsmessung festgestellt werden.

Im Rahmen der ermittelten Ergebnisse erscheint es gerechtfertigt, das 3D-Bewegungsfunktionsanalysesystem Zebris® als durchaus zuverlässige und valide Messmethode bezüglich Messungen des maximalen Gelenkspielraumes an der oberen Extremität einzustufen. Im Vergleich zur Goniometrie erweist sich das untersuchte Messverfahren als gleichrangig.

1. Einleitung

Menschliche Bewegungen sind in der Regel zu schnell und unsere sensorische Wahrnehmungsfähigkeit zu langsam, um sie im Detail erfassen zu können. Bewegungen „sichtbar“ zu machen, war schon immer ein Bestreben von Forschern und Künstlern, die sich mit Bewegung befassten (Hermsdörfer, 2002).

Welche Möglichkeiten der Entfaltung bzw. Lebensgestaltung hätte der Mensch, ohne die Fähigkeit, sich bewegen zu können?

Der enorme Stellenwert von Bewegung im täglichen Leben, wird uns meist erst dann bewusst, wenn Bewegungsfunktionen und Bewegungsausmaße krankheitsbedingt gestört bzw. eingeschränkt sind. Erkrankungen des Stütz- und Bewegungsapparates zählen mittlerweile neben Herz-Kreislauf-erkrankungen zu den häufigsten Gesundheitsstörungen des Menschen. Sie können in jedem Lebensalter auftreten. Wichtig in diesem Zusammenhang sind vor allem die Prävention sowie Früherkennung funktioneller Störungen.

In der Diagnostik existiert beispielsweise die Neutral-Null-Durchgangsmethode als klinischer Goldstandard zur Funktionsprüfung der Gelenke. Die Messung des Bewegungsumfanges (ROM, Range of Motion) mittels Goniometer dient als zuverlässiges, einfaches und in der Praxis weit verbreitetes Verfahren, um Aussagen über den maximalen Bewegungsumfang eines Gelenkes treffen zu können. Allerdings lassen sich mithilfe der manuellen Messung nur statische Momentaufnahmen der entsprechenden Gelenkwinkel in zwei Ebenen des Raumes darstellen (Raiss et al., 2007). Um komplexe Bewegungsabläufe in mehreren Dimensionen zu erfassen, muss man sich anderer Verfahren bedienen.

In diesem Zusammenhang erwähnenswert ist die computergestützte 3D-Bewegungsfunktionsanalyse der Firma Zebris® (Medizintechnik GmbH, Isny), bei welcher es sich um ein auf Ultraschallimpulsen basierendes Messverfahren zur Registrierung komplexer Bewegungsabläufe handelt. Die Einsatzmöglichkeiten dieser relativ jungen Methode reichen von der Beurteilung der Halswirbelsäulenbeweglichkeit über Gleichgewichts- und Koordinationsanalysen bis

hin zu Bewegungs- und Funktionsanalysen der oberen Extremität. Mit letztgenannter Anwendungsmöglichkeit beschäftigt sich die vorliegende Studie. Im Zuge zunehmender Anforderungen an die Qualitätssicherung in der Medizin müssen objektivierbare Messverfahren auch in der Physikalischen Medizin stärker zur Anwendung kommen. Voraussetzung dabei ist die Erfüllung verschiedener Messgütekriterien.

Es ist eine standardisierte Untersuchungstechnik erforderlich, um z.B. Aussagen über Objektivität, Reliabilität sowie Validität einer Methode treffen zu können.

Vergleichend zur konventionellen Methode der Goniometrie wird die Ultraschall-3D-Topometrie bei verschiedenen Bewegungen der oberen Extremität auf Reliabilität sowie Validität untersucht.

Derzeit liegen kaum veröffentlichte Studien, insbesondere zur Reliabilität des Messverfahrens an der oberen Extremität, vor.

Ziel dieser Arbeit ist es, grundlegende Aussagen über die Zuverlässigkeit und Wertigkeit der Ultraschall-3D-Topometrie, deren Vor- und Nachteile sowie Einsatzmöglichkeiten herauszuarbeiten.

Bevor sich der Studie im Detail gewidmet wird, folgen zunächst einige grundlegende Informationen zur funktionellen Anatomie der oberen Extremität. Es werden verschiedene Methoden zur Messung der Gelenkbeweglichkeit vorgestellt sowie Qualitätsmerkmale eines Messverfahren erörtert.

2. Theorie und Grundlagen

2.1. Anatomie der oberen Extremität unter funktionellen Gesichtspunkten

Im Laufe der Evolution wurde die obere Extremität zunehmend von ihrer Stütz- und Fortbewegungsfunktion entlastet und entwickelte sich zum hochspezialisierten Greiforgan. Die Schulter- und Schultergürtelregion beherbergt nicht nur eines, sondern fünf Gelenke, die insgesamt einen Gelenkkomplex formen (Kapandji, 1992). Dabei bilden die passiven Gelenkanteile wie zum Beispiel der Gelenkkörper, Gelenkknorpel oder die Gelenkkapsel mit der zugehörigen Muskulatur eine Art Aktionseinheit. Die Form der Gelenkkörper bestimmt gewissermaßen den Grad der Beweglichkeit, die jeweilige Gelenkführung sowie die Lastverteilung. Alle zu einem Gelenk gehörenden Strukturen bilden eine funktionelle Einheit, bei Läsionen einzelner Strukturen ist grundsätzlich der gesamte Gelenkapparat gefährdet (Rössler und Rüther, 2005). Dem hohen Maß an Beweglichkeit, wie es uns die obere Extremität bietet, steht eine große Gefährdung durch Störungen der Bewegungsfunktionen gegenüber. Nachfolgend soll diesbezüglich näher auf die funktionelle Anatomie, vor allem des Schulter- sowie Ellenbogengelenkes eingegangen werden.

2.1.1. Funktionelle Anatomie des Schultergelenkes

Wie bereits erwähnt, ist die Beweglichkeit der oberen Extremität für jeden Einzelnen von besonderer Bedeutung. An der Schulter ist die Beweglichkeit des Schultergelenkes von derjenigen des gesamten Schultergürtels abzugrenzen. Aus funktioneller Sicht interessiert jedoch vor allem die Gesamtbeweglichkeit. Beim Schultergelenk handelt es sich um das beweglichste Gelenk des menschlichen Körpers, es besitzt drei Freiheitsgrade, die Bewegungen in den drei Raumebenen ermöglichen, ausgeführt um drei Hauptachsen (Kapandji, 1992). Man unterscheidet eine sagittale Achse (Abduktions-Adduktions-Achse), die transversale Achse (Anteversions-Retroversions-Achse) sowie die Kreiselachse (Außenrotations-Innenrotations-Achse).

Eine isolierte Bewegungsprüfung des Schultergelenkes ist schwierig, da bei allen Bewegungen die Schlüsselbeingelenke beteiligt sind. Es besteht zwar die Möglichkeit, den unteren Schulterblattwinkel manuell zu fixieren, wobei dies allerdings auf Kosten eines geringeren Bewegungsspielraumes geschieht.

Nach der Neutral-Null-Durchgangsmethode ergeben sich ohne Mitbeteiligung des Schultergürtels die in Tab.1 aufgeführten Normwerte:

Abduktion - Adduktion	90° / 0° / 20°
Anteversion - Retroversion	90° / 0° / 30°
Außenrotation - Innenrotation	70° / 0° / 70°

Tab.1 Bewegungsumfang im Schultergelenk ohne zusätzliche Schultergürtelbewegungen

Bei freier Bewegung des Armes erhält man hingegen folgende Werte für das Bewegungsausmaß:

Abduktion - Adduktion	180° / 0° / 40°
Anteversion - Retroversion	180° / 0° / 40°
Außenrotation - Innenrotation	90° / 0° / 90°

Tab. 2 Bewegungsumfang im Schultergelenk, Mitbeteiligung des Schultergürtels

Wie bereits erwähnt, ist das Schultergelenk, aufgrund verschiedener anatomischer Eigenheiten für das Auftreten von Funktionsstörungen besonders anfällig.

Beispielsweise ist der subakromiale Gleitraum, also der Raum zwischen Humeruskopf und Schulterdach (bestehend aus Akromion, Processus coracoideus und Lig. coracoacromiale) relativ eng und kann damit zur Kompression des sich dort befindendlichen Bursagewebes führen (siehe Abb.1). Schleimbeutelentzündungen sowie Einklemmungserscheinungen können die Folge sein.

Weiterhin ist die Gelenkpfanne des Schultergelenkes relativ klein, die knöcherne Führung des Gelenkes dementsprechend gering. Die Sicherung des Schultergelenkes wird vor allem durch Muskeln übernommen. Besondere Bedeutung als dynamischer Stabilisator kommt der sogenannten Rotatoren-

manschette zu. Zu dieser gehören die Sehnen des M. subscapularis, des M. supraspinatus, M. infraspinatus sowie die des M. teres minor (siehe Abb.2). Die Rotatorenmanschette zentriert den Gelenkkopf (Caput des Humerus) in der Gelenkpfanne (Cavitas glenoidalis der Scapula) und verspannt die Gelenkkapsel. Die einzelnen Muskeln sind für die Innen- und Außenrotation sowie für die Abduktion des Armes verantwortlich. Bei Schulterverletzungen kann es zu Sehnenabrissen und damit verbundenen Funktionseinbußen kommen.

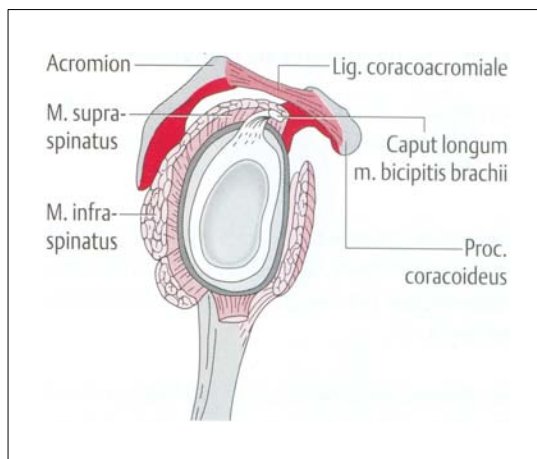


Abb.1 Der subakromiale Gleitraum
entnommen aus Hochschild: Strukturen und Funktionen begreifen, 2002

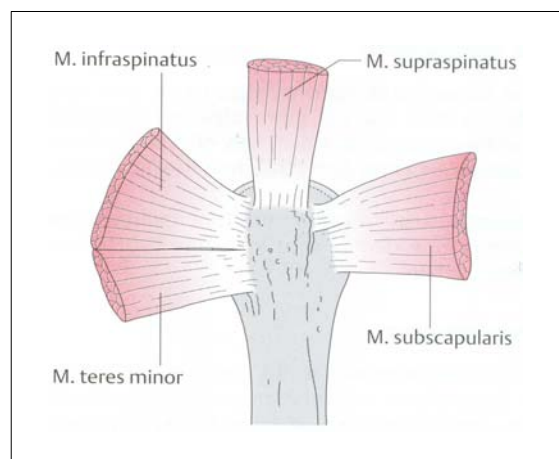


Abb.2 Die Rotatorenmanschette
entnommen aus Hochschild: Strukturen und Funktionen begreifen, 2002

An der Ante- und Retroversion beteiligte Strukturen

Sowohl bei der Ante- als auch bei der Retroversion sind eine Vielzahl von Muskeln beteiligt. Da im Rahmen der vorliegenden Studie unter anderem diese Bewegungskombination untersucht wurde, soll sie an dieser Stelle näher betrachtet werden.

Das Bewegungsausmaß der Retroversion beträgt beim Gesunden 40°–50°. In Abb.3 sind die ausführenden Muskeln bildlich dargestellt.

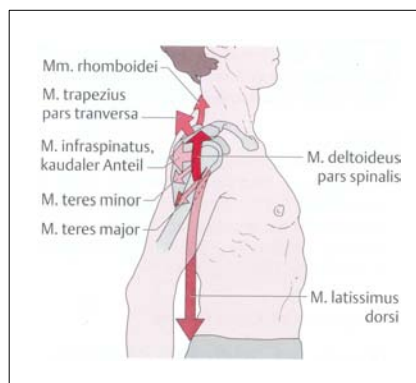


Abb.3 An der Retroversion beteiligte Muskeln

entnommen aus Hochschild: Strukturen und Funktionen begreifen, 2002

Die Gesamtbewegung der Anteversion, deren maximales Bewegungsausmaß 180° beträgt, lässt sich in drei Phasen einteilen, welche allerdings nicht klar voneinander abgrenzbar sind (siehe Abb.4). Durch das Miteinbeziehen von Skapula-, Rippen- und Wirbelsäulenbewegungen wird ein beträchtliches Bewegungsausmaß erreicht.

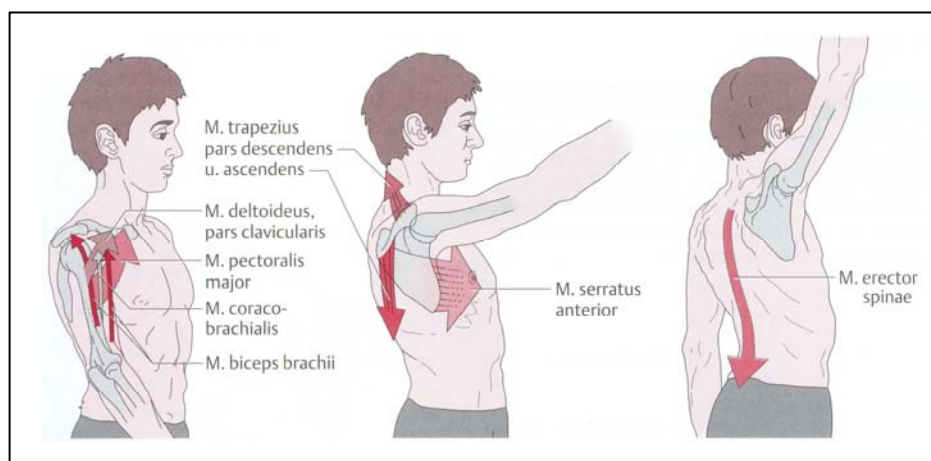


Abb.4 Die drei Phasen der Anteversion

entnommen aus Hochschild: Strukturen und Funktionen begreifen, 2002

An der Elevation / Depression beteiligte Strukturen

Bei dieser Bewegungskombination sind neben der zuständigen Muskulatur auch Klavikula und Skapula beteiligt. Das konvexe Ende der Klavikula gleitet bei der Elevation des Schultergürtels nach kaudal. Durch die 1. Rippe, welche unterhalb der Klavikula verläuft, sind der Bewegung Grenzen gesetzt.

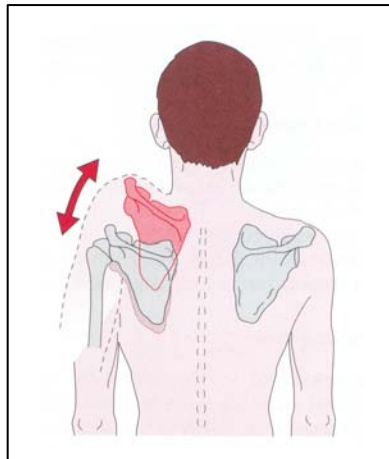


Abb.5 Bewegung der Scapula bei Elevation/Depression

entnommen aus Hochschild: Strukturen und Funktionen begreifen, 2002

Während der Depression gleitet die Klavikula nach kranial. Genau gegensätzlich sind die Bewegungen der Skapula: Bei der Elevation verschiebt sie sich etwa 10 cm nach kranial, bei der Depression um etwa 3 cm nach kaudal (siehe Abb.5).

Gleichermaßen sind bei allen Bewegungen des Schultergürtels die beiden Schlüsselbeingelenke Akromioklavikular- und Sternoklavikulargelenk beteiligt. Nur ein Zusammenspiel aller genannten Strukturen ermöglicht den vollen Bewegungsumfang.

2.1.2. Funktionelle Anatomie des Ellenbogengelenkes

Anatomisch gesehen setzt sich das Ellenbogengelenk aus drei Gelenken (Articulatio humeroulnaris, Articulatio humeroradialis, Articulatio radioulnaris proximalis) zusammen. Diese Gliederung ermöglicht es, dass Dreh- und

Scharnierbewegungen in jeder Stellung unabhängig voneinander und simultan ablaufen können.

Man kann zwei Bewegungsmechanismen unterscheiden: die Pronation und Supination im proximalen Radioulnargelenk sowie die Flexion und Extension im Humeroulnar- und Humeroradialgelenk (Kapandji, 1992).

Für diese Bewegungshauptachsen sind nach der Neutral-Null-Durchgangsmethode die in nachfolgender Tabelle aufgelisteten Normwerte definiert:

Extension / Flexion	10° / 0° / 150°
Supination / Pronation	80°-90° / 0° / 80°-90°

Tab.3 Bewegungsumfang im Ellenbogengelenk, Normwerte

Das Ellenbogengelenk hat neben der Verbindung zwischen Ober- und Unterarm zahlreiche weitere Funktionen zu erfüllen. Mithilfe des Ellenbogengelenkes kann die Hand in allen drei Ebenen des Raumes vom Körper weg oder an ihn herangeführt werden, kurz, sie kann als Greiforgan tätig werden. Dieser Aspekt ist z.B. bei der Nahrungsaufnahme von großer Bedeutung. Wie Abb.6 zeigt, wird die Nahrung durch eine Extensions- und Pronationsbewegung ergriffen und durch eine kombinierte Flexions- und Supinationsbewegung an den Mund herangebracht. Der M. biceps brachii ist der für die Ernährungsfunktion wichtigste Muskel, da er gleichzeitig Beuger und Supinator ist.

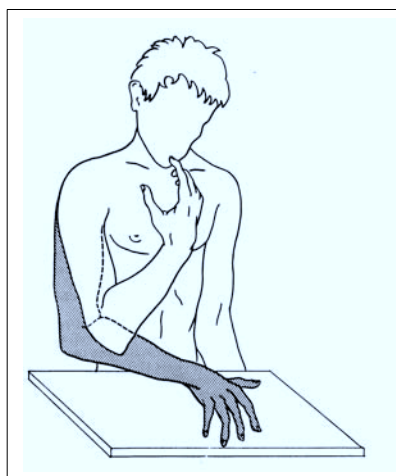


Abb.6 Funktionsbewegung Nahrungsaufnahme

entnommen aus Kapandji: Funktionelle Anatomie der Gelenke, Band 1, Obere Extremität, 1992

Generell sind die Flexoren doppelt so kräftig wie die Extensoren ausgebildet; hängt der Arm entspannt herab, ist der Ellenbogen leicht gebeugt. Die Kraft der Beuger ist bei Pronation effizienter als bei Supination. Schließlich wird die Arbeitskraft der Muskelgruppen auch durch die Stellung des Schultergelenkes beeinflusst; bei erhobenem Arm sind die Beuger kräftiger als bei herabhängendem Arm.

2.2. Verfahren zur Messung der Beweglichkeit an der oberen Extremität

Die Kenntnis des Bewegungsumfanges spielt im klinischen Alltag, nicht nur für gutachterliche Fragen, sondern auch bei der Beurteilung von posttraumatischen oder degenerativen Bewegungseinschränkungen (Raiss et al., 2007) eine entscheidende Rolle.

Aus diesem Grund sollen im Folgenden verschiedene Methoden zur Messung der Beweglichkeit im Schulter- sowie Ellenbogenbereich vorgestellt werden.

Ziel ist es, anhand ausgewählter Beispiele einen Überblick über die vielfältigen Tests an Knochen, Gelenken und Muskeln zu geben. Es wird keineswegs ein Anspruch auf Vollständigkeit erhoben.

2.2.1. Gelenkmessung nach der Neutral-Null-Durchgangsmethode

Es handelt sich hierbei um eine allgemein anerkannte und verbreitete Methode zur Messung des Gelenkspielraumes. Sie bietet eine schnelle Orientierung über die Gelenkbeweglichkeit bei eindeutig definierter Ausgangsstellung (Seyfarth et al., 1973), ist einfach zu handhaben und stellt ein nicht-invasives Verfahren dar. Ausgangspunkt für die Messung aller Bewegungen ist die anatomische Normalstellung, auch Neutralstellung genannt.

Für die Messung ist die Benutzung eines Winkelmessers Voraussetzung, wobei der Drehpunkt des Winkelmessers auf der Drehachse des Gelenkes liegen muss.

Bei paarigen Gelenken ist eine vergleichende Untersuchung beider Körperseiten erforderlich. Es müssen eindeutig festgelegte Bezugspunkte für die

Gelenkmessung gewählt werden, z.B. prominente, durch die Haut gut tastbare Knochenvorsprünge. Das Bewegungsausmaß des jeweiligen Gelenkes wird in allen drei Raumachsen (frontal, sagittal, transversal), sofern dies möglich ist, geprüft.

Die Dokumentation erfolgt in einem dreispaltigen Messprotokoll. In der ersten Spalte wird die zu messende Bewegungsrichtung angegeben, in der zweiten werden die Messwerte für die rechte, in der dritten die Messwerte für die linke Körperseite aufgezeichnet. Die Messwerte umfassen die beiden Werte für die erzielten Endstellungen sowie die Nullstellung in angemessener Reihenfolge.

Passiert das Gelenk die Nullstellung, kommt die 0 in die Mitte, wird die Nullstellung nicht erreicht, erscheint die 0 sinngemäß vor oder hinter den anderen beiden Zahlen.

Die Bewegungen im Schultergelenk umschreiben in etwa den Bewegungsraum einer Halbkugel. Alle Bewegungen können mit einem Goniometer (Winkelmesser) in der Schreibweise der Neutral-Null-Methode erfasst und dokumentiert werden.

Im Ellenbogengelenk können Extensions- und Flexionsbewegungen sowie Pro- und Supinationsbewegungen mit Hilfe dieser Methode beschrieben werden.

Für jede Gelenkbewegung sind Normwerte definiert (siehe Tab.2, S.12 sowie Tab.3, S.16). Weitere Details zur Neutral-Null-Durchgangsmethode sind dem Abschnitt 4.2.2 zu entnehmen.

2.2.2. Messungen mittels Ultraschall-3D-Topometrie (Zebris®)

Seit mehreren Jahren befindet sich die dreidimensionale Bewegungsmessung der Hand- und Armmotorik der Firma Zebris® in klinischer Anwendung. Das Messverfahren basiert auf der Laufzeitmessung von Ultraschallimpulsen, welche von Miniatursendern (Markern) zu den drei im Kompaktgerät eingebauten Mikrofonen abgegeben werden.

Erfasst werden können elementare Gelenkbewegungen, Bewegungen mit spezifischer Anforderung an die Gelenkkoordination, schnelle Wechselbewegungen sowie Zielbewegungen (Hermsdörfer, 2002). Die Vorteile der angesprochenen Zebris®-Messvarianten liegen in der Nicht-Invasivität sowie in

der relativ einfachen Handhabung und Durchführung. Im Abschnitt 4.2.1 sind ausführlichere Informationen zur Messmethodik zu finden.

2.2.3. Funktionstests im Schulterbereich

Geht es nicht um eine quantitative Festlegung des Bewegungsausmaßes, sondern vielmehr um eine orientierende Untersuchung komplexer Armbewegungen, so finden Globalfunktionstests Anwendung.

Beim Nackengriff wird die Hand durch eine Kombination aus Außenrotation, Abduktion und Retroversion hinter den Kopf gebracht, während beim Schürzengriff die Hand durch eine Kombination aus Innenrotation, Abduktion und Retroversion hinter den Rücken geführt wird (Rössler und Rüter, 2005). Beide Tests sind in nachfolgenden Abbildungen dargestellt.



Abb.7 Nackengriff

entnommen aus Rössler und Rüter: Orthopädie und Unfallchirurgie, 2005



Abb.8 Schürzengriff

entnommen aus Rössler und Rüter: Orthopädie und Unfallchirurgie, 2005

Entsprechende Bewegungseinschränkungen weisen im Seitenvergleich auf eine Schultergelenkserkrankung hin, die nachfolgend durch gezieltere Tests näher diagnostiziert werden kann (Buckup, 2000).

Eine weitere Möglichkeit, Einschränkungen der Schulterbeweglichkeit orientierend aufzudecken, besteht in der Analyse verschiedener Funktionsbewegungen. Beispielsweise kann man den Patienten bitten, sich zu kämmen oder sich eine Jacke anzuziehen (siehe Abb.9 und Abb.10). Wenn erstgenannte Tätigkeit frei erfolgt und eine normal große Amplitude besitzt, so vermag die

Hand das gegenüberliegende Ohr und die obere Partie der kontralateralen Schulterblattregion zu erreichen (Kapandji, 1992). Beim Anziehen einer Jacke oder eines Mantels befindet sich der Arm, der in den ersten Ärmel schlüpft (linker Arm der Abb.10), in Anteversion und Abduktion. Der andere Arm ist hingegen retrovertiert und nach innen rotiert, die Hand erreicht die Lendenregion. Beide Funktionsbewegungen sind in den folgenden Abbildungen schemenhaft dargestellt.



Abb.9 Funktionsbewegung Kämmen

entnommen aus Kapandji: Funktionelle Anatomie der Gelenke, Band 1, Obere Extremität, 1992

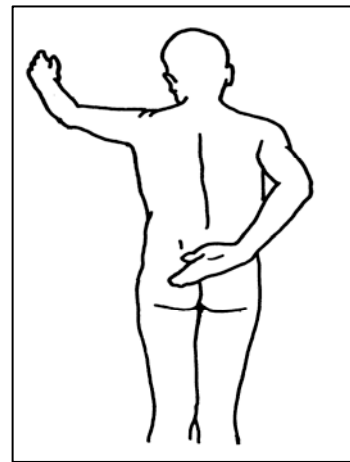


Abb.10 Funktionsbewegung Jacke anziehen

entnommen aus Kapandji: Funktionelle Anatomie der Gelenke, Band 1, Obere Extremität, 1992

2.2.4. Funktionstests im Ellenbogenbereich

Auch bei den Funktionstests im Ellenbogenbereich ist das Spektrum sehr groß, je nach zu untersuchender anatomischer Struktur unterscheidet man vier Gruppen:

- Orientierungstests
- Stabilitätstests
- Epikondylitistests sowie
- Engpasssyndromtests (Buckup, 2005).

An dieser Stelle soll nur kurz auf die beiden erstgenannten eingegangen werden.

Zu den Orientierungstests gehört beispielsweise der Hyperflexionstest, welcher relativ schnell und einfach Hinweise auf Ellenbogengelenkerkrankungen liefern kann. In Abb.11 ist das Vorgehen veranschaulicht: Der Patient sitzt und der Untersucher bringt den Ellenbogen in eine maximale Flexion. Es sollte auf Bewegungseinschränkungen sowie Schmerzlokalisierung geachtet werden (Buckup, 2005).



Abb.11 Hyperflexionstest

entnommen aus Buckup: Klinische Tests an Knochen, Gelenken und Muskeln, 2005

Zu den Stabilitätstests gehören der Varus- und Valgusstresstest. Sie geben jeweils Hinweise auf eventuell vorhandene Bandinstabilitäten.

Am ausgestreckten Arm des Patienten fixiert der Untersucher den Oberarm von medial und versucht, den Unterarm zu adduzieren (Varustest, siehe Abb.13) oder er fixiert den Oberarm von lateral und abduziert den Unterarm (Valgustest, siehe Abb.12).

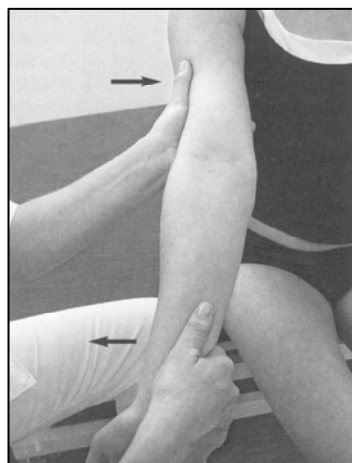


Abb.12 Valgus-Stress-Test

entnommen aus Rössler und Rüter: Orthopädie und Unfallchirurgie, 2005

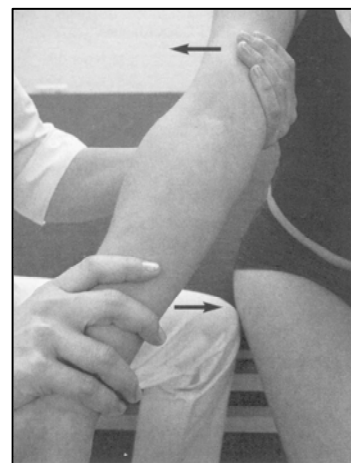


Abb.13 Varus-Stress-Test

entnommen aus Rössler und Rüter: Orthopädie und Unfallchirurgie, 2005

2.2.5. Längen- und Umfangmessungen

Mithilfe der Längenmessung können im Verlauf der Knochen Längenveränderungen gemessen und damit etwaige Funktionsstörungen erkannt werden. Um genaue Ergebnisse zu erhalten, wird von festgesetzten Bezugspunkten ausgegangen. Diese Bezugspunkte sollten zunächst exakt gesucht und markiert werden. Anschließend wird das Maßband entlang der markierten Stellen angelegt. Es muss darauf geachtet werden, das Maßband nicht zu verdrehen oder es zu fest bzw. zu locker anzulegen.

An der oberen Extremität besteht die Möglichkeit, die gesamte Armlänge, Oberarmlänge, Unterarmlänge, Ellenlänge, Hand- und Fingerlänge zu messen. Frakturen, operative Eingriffe, muskuläre Verkürzungen, Blockaden an der Hals- oder Brustwirbelsäule sowie Schulterproblematiken sind bei einer Längendifferenz der gesamten Armlänge denkbare Ursachen (Reimann, 2002). Eine weitere Variante stellt die Umfangmessung von Muskulatur und Gewebe dar. Dies geschieht in der Neutral-Null-Stellung bei völlig entspannter Muskulatur (möglichst im Liegen) im Seitenvergleich. Ebenso wie bei der Längenmessung geht man von festgelegten Bezugspunkten aus. Im Seitenvergleich aufgefallene Umfangdifferenzen können auf degenerative, traumatische, entzündliche, rheumatische oder neurologische Störungen hinweisen.

2.3. Qualitätsmerkmale eines Messverfahrens

Damit ein Messverfahren in der Praxis etabliert werden kann, müssen bestimmte Messgütekriterien erfüllt sein. Sie stellen ein wichtiges Maß für die Beurteilung der Qualität einer Messmethode dar und sollen nachfolgend näher erläutert werden.

Es wird zwischen Hauptgütekriterien wie Objektivität, Reliabilität und Validität und Nebengütekriterien unterschieden (Lienert und Raatz, 1994).

Unter Objektivität versteht man die Unabhängigkeit der gewonnenen Messergebnisse von der Person des Untersuchers. Objektivität ist gegeben, wenn mehrere Untersucher unabhängig voneinander zu den gleichen Resultaten gelangen oder zumindest ein hohes Maß an Übereinstimmung aufweisen (Lienert und Raatz, 1994; Schreiber et al., 1999). Eine hohe Objektivität wird vor allem durch klare Strukturierung und Standardisierung des Vorgehens beim Messen erreicht, somit ist auch eine Vergleichbarkeit der Messergebnisse gewährleistet.

Unterschieden wird zwischen Durchführungs-, Auswertungs- und Interpretationsobjektivität.

Die Reliabilität (Zuverlässigkeit, Übereinstimmung) beschreibt das Ausmaß, mit welchem wiederholte Messungen mit dem gleichen Messinstrument bei Konstanz der zu messenden Eigenschaft reproduzierbare Ergebnisse liefern. Die wichtigsten Formen von Reliabilität sind Intratester- und Intertester-Reliabilität. Intratester-Reliabilität bezeichnet den Grad der Genauigkeit, mit welcher ein Untersucher seine Messungen wiederholen kann. Intertester-Reliabilität beschreibt das Maß der Reproduzierbarkeit der Messergebnisse bei der Befunderhebung durch verschiedene Untersucher. Reliabilität hängt demzufolge mit der Übereinstimmung von Messergebnissen zusammen, entweder innerhalb einer Untersuchungsreihe (Intrasession-Reliabilität) oder zwischen mehreren Untersuchungssitzungen (Intersession-Reliabilität). Sie gibt uns Auskunft über die Variabilität, d.h. den Fehler von Messungen.

Zur Prüfung unterschiedlicher Reliabilitäten dienen verschiedene Korrelationskoeffizienten (APTA, 1991; Lienert und Raatz, 1994; Bortz und Döring, 2003).

Die Korrelationskoeffizienten können dabei zwischen 0 und 1 variieren, wobei größere Werte für eine größere Zuverlässigkeit des Messverfahrens stehen.

Es existieren vier Methoden, mit denen die Reliabilität von eindimensionalen Testskalen berechnet werden kann: Retest-Reliabilität, Paralleltest-Reliabilität, Testhalbierungs-Reliabilität sowie Interne Konsistenz.

Die Methode der Test-Retest-Reliabilität findet unter o.g. am häufigsten Verwendung. Hierbei wird derselbe Test derselben Stichprobe zweimal vorgelegt, wobei das zwischen den Messungen liegende Zeitintervall variieren kann. Die Retest-Reliabilität ist definiert als Korrelation beider Messwertreihen. Diese Korrelation (multipliziert mit 100) gibt an, wie viel Prozent der Gesamtunterschiedlichkeit der Testergebnisse auf „wahre“ Merkmalsunterschiede zurückzuführen sind (Bortz und Döring, 2003).

Die Validität (Gültigkeit) ist das wichtigste Testgütekriterium. Sie beschreibt, wie gut ein Messverfahren in der Lage ist, genau das zu messen, was es zu messen vorgibt.

Von praktischer Relevanz sind hierbei die Inhaltsvalidität (Messen wir wirklich das, was wir messen wollen?), die Konstruktvalidität (Zeigen die Messungen des Messinstrumentes den theoretisch erwarteten Zusammenhang mit Messungen anderer Messinstrumente?) und die Kriteriumsvalidität (Bortz und Döring, 2003).

Bei der kriterienbezogenen Validitätsprüfung korreliert man das Messergebnis des zu untersuchenden Verfahrens mit Ergebnissen von (möglichst validen) anderen Verfahren (APTA, 1991). Dabei beziehen sich die Verfahren entweder auf dasselbe zu bestimmende Kriterium oder auf miteinander korrespondierende Kriterien.

Zu den Nebengütekriterien zählt man beispielsweise Vergleichbarkeit, Normierbarkeit, Sicherheit des Patienten und Ökonomie.

Die Normierung umfasst das Vorliegen von Daten, die als Bezugssystem für die Einordnung individueller Messergebnisse dienen.

Von Vergleichbarkeit eines Messverfahrens spricht man, wenn Messungen zur Verfügung stehen, die in ihrer Validität kompatibel sind.

Aufgrund der zunehmenden Forderung nach Ökonomisierung in wissenschaftlichen Bereichen, ist besonders auf die leichte Handhabbarkeit, einen geringen

Verbrauch an materiellen und personellen Ressourcen und eine kurze Durchführungszeit der Untersuchung bei höchstmöglicher Messgenauigkeit Wert zulegen (Bortz und Döring, 2003).

Die in diesem Abschnitt erläuterten Gütekriterien stehen auf unterschiedliche Art in Wechselbeziehungen zueinander, deren Kenntnis für die Einschätzung sowie Interpretation von Messergebnissen von entscheidender Bedeutung ist.

Eine Untersuchungsmethode kann erst dann gültige Ergebnisse liefern, wenn sie objektiv und reliabel ist. Der Umkehrschluss ist jedoch nicht zulässig.

Die Validität ist das wichtigste, aber auch am schwierigsten nachzuweisende Gütekriterium, dessen Ausmaß in bedingter Abhängigkeit zur Reliabilität steht. Bei schwacher Reliabilität ist wahrscheinlich auch die Validität eines Tests gering. Umgekehrt besagt aber eine hohe Reliabilität nicht unbedingt, dass der Test auch valide ist. Ein Test kann demzufolge nur so valide sein wie er reliabel und objektiv ist.

3. Fragestellung

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, das dreidimensionale Zebris®-Bewegungsmesssystem zur Erfassung der Hand- und Armmotorik zu beurteilen. Untersucht werden elementare Gelenkbewegungen wie die Elevation und Depression als Komplexbewegung des Schultergürtels, die Anteversion und Retroversion im Schultergelenk sowie die Extension und Flexion im Ellenbogengelenk. Diese Bewegungen werden hinsichtlich des maximalen Bewegungsausmaßes (ROM) analysiert. Es folgt ein Vergleich zur Winkelmessung (Goniometrie), dem bestehenden Goldstandard zur klinischen Beurteilung des Bewegungsumfanges.

Im Einzelnen wurden folgende Fragestellungen aufgestellt:

Wie ist die Reliabilität des Zebris®-Messverfahrens zu bewerten?

Um Aussagen über den Grad der Übereinstimmung der Messergebnisse treffen zu können, werden sowohl die Intrasession-Reliabilität als auch die Intersession-Reliabilität überprüft.

Wie kann die Reliabilität der Goniometrie eingeschätzt werden?

Zur Beurteilung der Genauigkeit dieser Methode werden die Intrasession- sowie die Intersession-Reliabilität betrachtet.

Wie ist die Validität des Zebris®-Messverfahrens in Bezug auf die klinische Messung mittels Goniometrie zu beurteilen?

Um die Eignung des dreidimensionalen Bewegungsmesssystems für die Erfassung des maximalen Bewegungsausmaßes (ROM) einschätzen zu können, erfolgt ein Vergleich mit den Ergebnissen der klinisch etablierten Methode der Goniometrie.

Wie ist das 3D-Verfahren der Firma Zebris® einzuordnen?

Diskutiert werden sollen Einsatzmöglichkeiten, die klinische Wertigkeit und Praktikabilität des Verfahrens.

4. Probanden und Methoden

4.1. Probanden

4.1.1. Zusammensetzung der Probandengruppe

An der vorliegenden Studie nahmen insgesamt 30 gesunde Personen (15 weibliche und 15 männliche) teil. Es handelte sich um eine Normstichprobe, d.h. die Probanden sollten keinerlei klinische Symptomatik zeigen. Das Alter aller Teilnehmer variierte von 19 bis 57 Jahren.

Das mittlere Alter der weiblichen Teilnehmer lag bei 26,13 Jahren, der Median bei 23 Jahren. Zum Zeitpunkt der Untersuchung war die jüngste Probandin 19, die älteste 52 Jahre alt.

Das Durchschnittsalter der Männer lag bei 28,13 Jahren, der Median bei 24 Jahren. Der älteste Mann war 57, der jüngste 22 Jahre alt. Die Daten finden sich in Tabelle 4 zusammengefasst dargestellt.

Nach Information über Ziel und Ablauf der Studie wurde von den Probanden eine schriftliche Einverständniserklärung zur Teilnahme sowie zur Verwendung ihrer Daten im Rahmen dieser Arbeit eingeholt (Einverständniserklärung siehe Anhang 1). Jedem Probanden wurde aus Gründen des Datenschutzes und der somit verbesserten Auswertbarkeit ein Zahlencode zugewiesen.

Die Rekrutierung der Probanden fand zufällig unter Berücksichtigung der Ein- und Ausschlusskriterien statt.

	Maximum	Minimum	Mittelwert	Median	Anzahl
Frauen	52,00	19,00	26,13	23,00	15,00
Männer	57,00	22,00	28,13	24,00	15,00
Gesamtkollektiv	57,00	19,00	27,13	24,00	30,00

Tab.4 Altersverteilung der Probanden

4.1.2. Ein- und Ausschlusskriterien

Zur Teilnahme an der Studie befähigt waren alle körperlich und geistig gesunden Probanden zwischen 18 und 60 Jahren. Die Probanden sollten frei von jeglichen Beschwerden im Bereich der oberen Extremität sein. Jede, die Beweglichkeit und Funktion der oberen Extremität beeinträchtigende Gesundheitsstörung, führte zum Ausschluss. Im Besonderen mussten folgende Anforderungen erfüllt sein:

Die Probanden sollten weder akute noch stattgehabte Verletzungen im Arm- und/oder Schulterbereich aufweisen. Auch Operationen in der Vergangenheit führten zur Nichtteilnahme an der Studie.

Weiterhin durften keine strukturellen (z.B. Rotatorenmanschettenläsion), degenerativen (z.B. Arthrose) oder entzündlichen (z. B. rheumatoide Arthritis) Erkrankungen des Schulter- und/oder Ellenbogengelenkes vorliegen.

Andere strukturelle Veränderungen, wie beispielsweise ein Bandscheibenvorfall im Halswirbelsäulenbereich, sprachen ebenso gegen eine Teilnahme.

Des Weiteren wurden alle Probanden mit neurologischen Defiziten und damit verbundenen Störungen im normalen Bewegungsablauf, z.B. aufgrund eines Schlaganfalls abgelehnt.

Regelmäßiger, d.h. täglicher Alkohol- und/oder Drogenkonsum, stellte ebenfalls ein Ausschlusskriterium dar. Auch während der Untersuchungen sollten die Probanden nicht unter Einfluss von Alkohol, Drogen oder möglicherweise bewegungseinschränkender Medikamente stehen.

Die Eignung der Probanden wurde mithilfe eines Fragebogens vor Beginn der Untersuchung ermittelt und dokumentiert (Fragebogen siehe Anhang 2). Eine Aufnahme in die Studie erfolgte nur nach Erfüllung der genannten Bedingungen.

Besonderer Wert wurde auf eine Durchführung unter annähernd gleichen Voraussetzungen an beiden Messtagen gelegt. Das im Vorfeld entworfene Studienprotokoll wurde von der Ethikkommission der Universität Jena eingesehen und genehmigt.

4.2. Messmethoden

4.2.1. Messmethode der Ultraschall-3D-Topometrie (Zebris®)

In der Untersuchung fand das 3D-Bewegungsanalysesystem Zebris® CMS 70P (Zebris® Medizintechnik, Isny/Tübingen, Deutschland) zur Erfassung der Hand- und Armfunktion Verwendung. Zum Messsystem gehören das CMS 70P Grundgerät, Messaufnehmer, Adapter und Körperoberflächenmarker (siehe Abb.14).

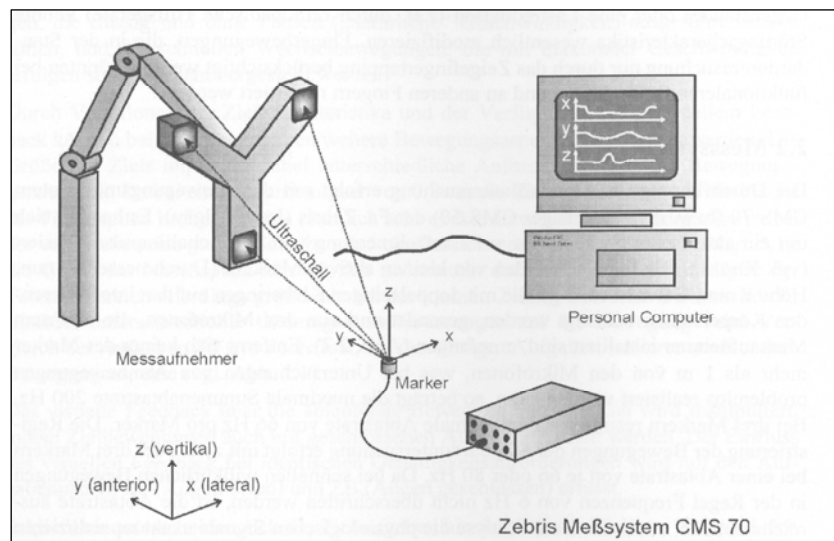


Abb.14 Das Bewegungsmesssystem Zebris® CMS 70P

entnommen aus Hermsdörfer J: Bewegungsmessung zur Analyse von Handfunktionen, 2002

Das computergestützte Messverfahren basiert auf der Laufzeitmessung von Ultraschallimpulsen, die kontinuierlich von Miniatursendern (Marker: Durchmesser 1cm, Gewicht ca. 3g) zu den drei im Messaufnehmer eingebauten Mikrofonen abgegeben werden.

Die kleinen aktiven Ultraschallsender werden mit doppelseitig klebenden Ringen je nach zu analysierender Bewegung an verschiedenen Körperstellen befestigt. Aus den unterschiedlichen Laufzeiten des Impulses zu den drei Empfängern kann der Ort der Schallquelle berechnet werden. Diese Ortskoordinaten (bezogen auf den Pobanden: x-Achse horizontal zur Seite = lateral, y-Achse horizontal nach vorne = anterior, z-Achse vertikal nach oben)

werden während einer Bewegung fortlaufend mit einem Personal Computer (PC) berechnet, grafisch dargestellt und aufgezeichnet.

Die Messergebnisse stehen im angeschlossenen Computer in Realzeit zur Verfügung und können zur weiteren Datenverarbeitung digital gespeichert werden.

Die Ultraschallmarker haben jeweils einen Öffnungswinkel von ca. 120°. In diesem Bereich können sie Schall ausstrahlen bzw. empfangen. Der Messaufnehmer muss sich in Richtung dieser kegelförmigen Öffnung befinden, damit die Position des Markers gemessen werden kann.

Der maximal erfassbare Messraum beträgt ca. 2x4x4 Meter, was abhängig von der Abtastrate, d.h. der Anzahl der Messungen/Sekunde ist. Die maximale zeitliche Auflösung beträgt 200 Hz und die max. räumliche Auflösung 0,1 mm. Bei zwei aktiven Markern resultiert so eine maximale Abtastrate von 100 Hz pro Marker (100 Raumkoordinaten pro Sekunde und Marker), bei drei Markern entsprechend 66 Hz.

Als wesentliche Vorteile des Zebris®-Messsystems sind zu nennen: Die Bedienung erfordert kein Expertenwissen, das System ist flexibel und robust und bei der Änderung der Position des Messaufnehmers ist keine Neueichung notwendig (Hermsdörfer, 2002).

Untersucht wurde in dieser Studie der maximale Bewegungsspielraum (Range of Motion, ROM) dreier elementarer Gelenkbewegungen: Elevation und Depression als Komplexbewegung des Schultergürtels, Ante- und Retroversion als ganzheitliches Bewegungsausmaß der oberen Extremität sowie Flexion und Extension im Ellenbogengelenk. Zur Analyse der Bewegungsführung wurden jeweils die charakteristischen Gelenkwinkel berechnet. Die Winkelangaben entsprachen den anatomischen Standards und dem Neutral-Null-System, demzufolge die Winkel im aufrechten Stand und bei locker hängenden oberen Extremitäten etwa Null sind (Nullstellung, s. auch Abb. 15, S.31).

Des Weiteren können mit diesem System Gelenkkoordinationsbewegungen, schnelle Wechselbewegungen sowie Zielbewegungen erfasst werden, welche allerdings bei dieser Studie unberücksichtigt blieben.

4.2.2. Messmethode der Goniometrie

Mittels der Goniometrie kann man die Gelenkbeweglichkeit bzw. das Bewegungsausmaß eines jeden Gelenkes prüfen. Ausgangspunkt für alle Messungen ist die normale aufrechte Stellung des Menschen. Dabei stehen die Füße parallel zueinander und berühren sich an den Fußinnenseiten, die Arme hängen herab, die Finger sind gestreckt und die Daumen zeigen nach vorn, der Kopf ist geradeaus mit dem Blick nach vorn gerichtet, man spricht hier auch von der Nullstellung (siehe Abb. 15).

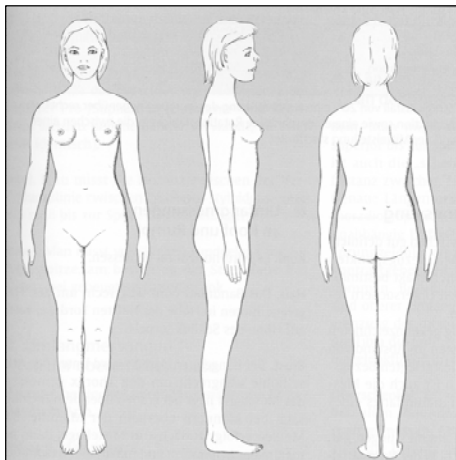


Abb.15 Null- oder Neutralstellung

entnommen aus Hepp, Debrunner: Orthopädisches Diagnostikum, 2004

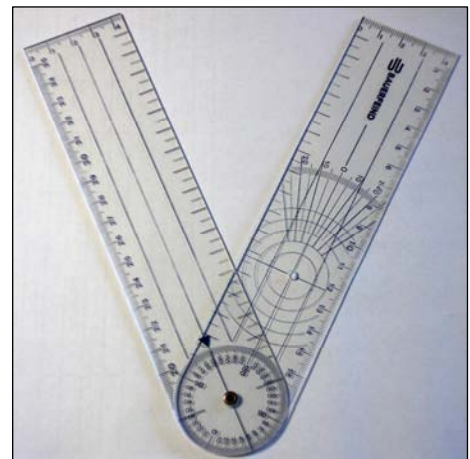


Abb.16 Universelles Goniometer

Die Messung kann in allen drei Körperebenen, soweit dies für das jeweilige Gelenk möglich ist, erfolgen.

Für die Studie wurde ein universelles Goniometer (Winkelmesser) verwendet (siehe Abb. 16). Dieses besteht aus zwei gleichlangen Schenkeln, deren Enden so miteinander verbunden sind, dass sich eine Drehscheibe ergibt. Jene ist mit einer Skaleneinteilung versehen, welche auf die Neutral-Null-Durchgangsmethode abgestimmt ist. Die Mitte des Goniometers wird an der Rotationsachse des Gelenkes angesetzt und die Schenkel werden an der Längsachse der Extremitäten oder auf einen äußeren Bezugspunkt (Knochen) ausgerichtet. Mit der Gelenkbewegung werden die Winkelschenkel in die vorgegebene Bewegungsrichtung mitgeführt. Der dabei am Ende der Bewegung auf der

Drehscheibe eingestellte Skalenwert ergibt den gemessenen Gelenkbewegungsausschlag und wird in Grad angegeben.

Die ermittelten Werte sind in einem Messprotokoll mithilfe der Neutral-Null-Methode zu dokumentieren.

Hinsichtlich der Genauigkeit der Messungen von Winkelgrößen stellen 5 Grad Messgenauigkeit die oberste Grenze dar (Jahn, 1972).

Es ist immer zuerst die körperferne vor der körpernahen Bewegung sowie die rechte vor der linken Seite zu protokollieren.

Da bei freibeweglichen Gelenken beim Bewegungsausschlag entsprechend der Normalstellung auch die Nulllinie bzw. Nullstellung durchlaufen wird, ist auch diese mit festzuhalten. Es müssen bei der Dokumentation also grundsätzlich drei Zahlen angegeben werden, um den ganzen Bewegungsausschlag zu erfassen.

Vorteile dieser Methode liegen beispielsweise in der schnellen Orientierung über die Gelenkbeweglichkeit, der Verminderung des Dokumentationsaufwandes sowie der didaktischen Eindeutigkeit (Seyfarth et al., 1973).

4.3. Durchführung der Messungen

4.3.1. Anordnung am Messplatz

Der Messplatz befand sich in einem für die Untersuchungen bereitgestellten Raum im Institut für Physiotherapie am Universitätsklinikum Jena.

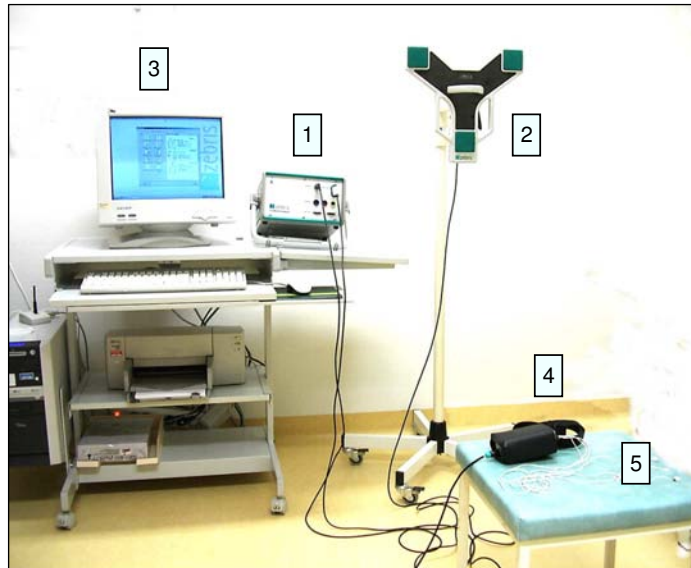


Abb.17 Anordnung am Messplatz,

1 - Grundgerät; 2 - Messaufnehmer; 3 - PC-Arbeitsplatz; 4 - Adapter; 5 - Sitzgelegenheit

Äußere Einflüsse auf die Messergebnisse konnten weitgehend vermieden werden, da es sich um einen abgeschlossenen sowie geräuscharmen Raum handelte.

Zur Messkonfiguration gehörten das CMS 70 P Grundgerät, ein Messaufnehmer, ein Personalcomputer sowie ein Adapter mit Anschlussmöglichkeiten für die Körperoberflächenmarker (siehe Abb.17).

Bei der Erfassung des maximalen Bewegungsspielraumes mittels Zebris[®] saßen die Probanden auf einem Hocker im Raum, so dass der untersuchte Arm frei neben dem Hocker bewegt werden konnte. Der Messaufnehmer befand sich in einem Abstand von ca. 80 cm seitlich parallel zur Sagittalebene des Probanden und war um 90° geneigt. Diese Einstellungen konnten bei allen drei Bewegungen belassen werden.

Die manuelle Vermessung mit dem Goniometer fand im selben Raum statt, wobei es hier keiner besonderen Messkonfiguration bedurfte.

4.3.2. Messung der elementaren Gelenkbewegungen mittels Zebris® und manuellem Verfahren

Mit dem Ziel der Reliabilitätsprüfung erfolgte die Untersuchung der Probanden an jeweils zwei Messtagen, wobei zwischen erstem und zweitem Messtag ein zeitlicher Abstand von einer Woche festgelegt wurde.

Im Vorfeld wurde mithilfe eines Computerprogrammes für jeden einzelnen Probanden randomisiert, ob mit dem technischen oder mit dem manuellen Messverfahren begonnen werden sollte. Weiterhin variierte die Reihenfolge der Einzelbewegungen sowie die Körperseite, mit welcher die Messungen starteten.

Bei der 3D-Bewegungsanalyse wurden drei Oberflächenmarker durch beidseitig klebende Plättchen an durch das Messprogramm vorgeschriebenen Körperstellen fixiert. Den Kabeladapter zum Anschluss der Marker führte der Proband in einer Hüfttasche direkt am Körper.

Marker Nummer eins (M1) befand sich dorsal am Handgelenk zwischen den distalen Enden von Radius und Ulna, Marker Nummer zwei (M2) am Ellenbogen in Verlängerung der lateralen Beugefalte bei Flexion und Marker Nummer drei (M3) etwa in der Mitte des Oberarms dorsal der Ansatzstelle des M. deltoideus (siehe Abb.18).

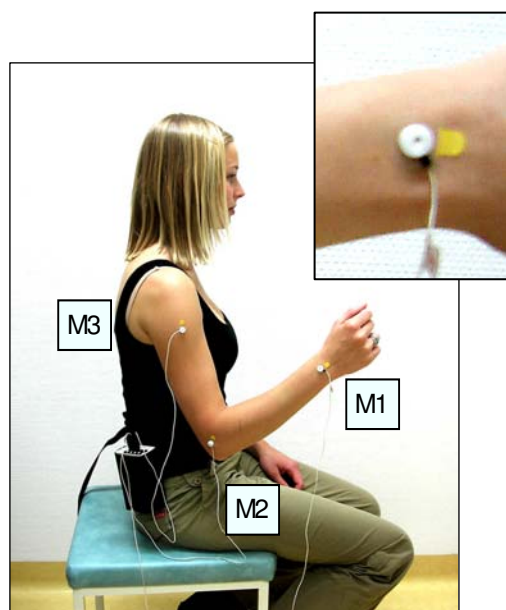


Abb.18 Markeranordnung

Bei der Elevations- und Depressionsbewegung sollte der Proband seine Schultern maximal hochziehen und dann wieder maximal senken. Es galt, hierbei die Arme möglichst entspannt und gestreckt am Körper hängen zu lassen. Bei der Ante- und Retroversion führte der Proband seinen gestreckten Arm maximal nach vorn und maximal nach hinten am Körper vorbei.



Abb.19 Bewegungsanalyse mittels der Ultraschall-3D-Topometrie

Die dritte und letzte Bewegung bestand darin, im Ellenbogengelenk die größtmögliche Streckung sowie Beugung zu erreichen.

Alle Bewegungen wurden je dreimal pro Messtag sowohl auf der rechten als auch auf der linken Körperseite mit einer Einzelwiederholungsrate von vier bis fünf durchgeführt, die Messwerte entsprechend dokumentiert (Messbogen siehe Anhang 3). Die Bewegungen sollten möglichst flüssig und geradlinig ohne Ausweich- und Kompensationsbewegungen ausgeführt werden.

Der zweite Teil der Untersuchung bestand in der Erfassung des maximalen Bewegungsausmaßes mithilfe eines Goniometers. Der Proband befand sich hierbei in der oben bereits erläuterten Nullstellung. Mit welcher Bewegung begonnen wurde, oblag wieder der Randomisierungsliste. Bei der Elevation wurde beurteilt, wie weit die Schultern maximal nach oben gezogen werden können. Als Drehpunkt diente die Furche zwischen beiden Sternoklavikargelenken (Fossa jugularis). Bei normaler Beweglichkeit sollten beide Schultern

Kinnhöhe erreichen. Mitbewegungen der Wirbelsäule sowie die Protraktion des Schultergürtels mussten vermieden werden. Danach wurde die Depression, also das Herunterziehen der Schultern bestimmt, bei normaler Beweglichkeit schieben sich die Hände ca. 2-3 cm nach kaudal. Auch hier galt es mögliche Ausweichbewegungen, wie die Retraktion des Schultergürtels zu vermeiden.



**Abb.20 Messung mittels Goniometer
(Elevation)**



**Abb.21 Messung mittels Goniometer
(Ex/Flex)**

Das Bewegungsausmaß der Anteversion sowie der Retroversion wurde geprüft, indem der Proband seinen Arm maximal über die Horizontale hinaus bewegte und dann wieder gestreckt am Körper zurückführte. Auch diese Bewegung war nicht frei von Störungsmustern, die der Proband, wenn möglich, korrigieren sollte.

Ausgangstellung für die Messung der Extension und Flexion im Ellenbogengelenk war der in der Horizontalen mit der Handfläche nach oben gestreckte Arm. Der Drehpunkt für diese Messung lag am Radiohumeralgelenk, der Winkelmesser wurde an der Radialseite angelegt. Zunächst wurde so weit wie möglich gebeugt, dann gestreckt. Ausweichbewegungen der Schulter, des Unterarmes oder der Hand sollten ausgeschaltet werden.

Alle drei Bewegungen wurden entsprechend des technischen Verfahrens dreimal pro Messtag durchgeführt und die Werte anhand eines Messprotokolls dokumentiert. (Messbogen siehe Anhang 4).

Zur Überprüfung der Test-Retest-Reliabilität erschienen die Probanden eine Woche später erneut und unterzogen sich demselben Procedere. Dabei erfolgten die Einzelmessungen in der gleichen Reihenfolge des ersten Messtages, d.h. wurde beispielsweise am ersten Tag mit dem manuellen Verfahren begonnen, so geschah dies auch am zweiten Messtag. Eine Übersicht zum Ablauf der Messungen zeigt Tabelle 5.

	I. Untersuchung (erster Messtag)			II. Untersuchung (zweiter Messtag)		
Vorbereitung	Überprüfung der Einschlusskriterien					
Messung	1	2	3	1	2	3
Elevation	Zeb/man	Zeb/man	Zeb/man	Zeb/man	Zeb/man	Zeb/man
Ante / Retro	Zeb/man	Zeb/man	Zeb/man	Zeb/man	Zeb/man	Zeb/man
Ex / Flex	Zeb/man	Zeb/man	Zeb/man	Zeb/man	Zeb/man	Zeb/man

Tab.5 Ablauf der Messungen

4.4. Datenverarbeitung der dreidimensionalen Bewegungsmessung

Die Datenerfassung und -verarbeitung erfolgte mit dem Programm WinArm v1.1.3. Hierbei kann die Analyse der dynamischen Bewegungsparameter von maximal drei Markern gleichzeitig erfolgen.

Für jeden Marker können die Projektionen in den Raumachsen x, y, z und die absoluten Raumkurven der Winkel von einem durch zwei Marker definiertem Segment zur Horizontalen und bei drei Markern der Winkel zwischen den beiden Segmenten berechnet werden. Weiterhin ist die Berechnung von zugehörigen Geschwindigkeits- und Beschleunigungsverläufen möglich.

Im *Signal-Viewer* (über den Button *View* aufzurufen) werden die Daten visualisiert und entsprechend animiert.

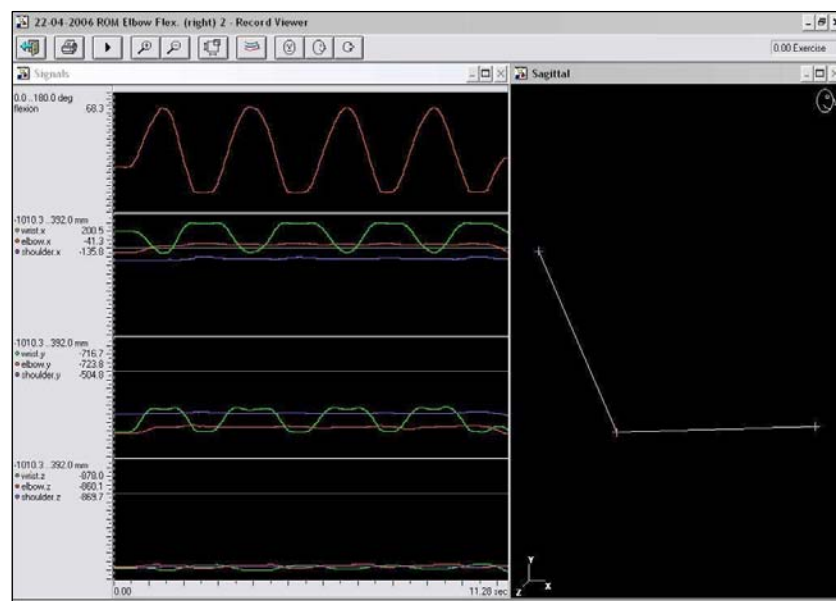


Abb.22 Darstellung eines Messbildes aus dem Analyseprogramm WinArm v.1.1.3

Der *Signal-Viewer* besteht aus zwei Teilfenstern: Auf der linken Seite sind die momentanen Positionen der Marker in den Koordinaten x, y, z farblich unterschiedlich dargestellt, auf der rechten Seite sind die Positionsdaten der Marker als 3D- Projektion sowie Statusanzeigen für die Marker (grün= Marker wird erfasst, rot= Marker kann nicht detektiert werden) zu sehen (siehe. Abb. 22). Zahlreiche Zusatzfunktionen (Zoomen, Drehen, Verschieben, Vermessen) erleichtern das Erkennen und Beschreiben von Bewegungsmustern und eventuellen Funktionsstörungen.

Einmal aufgezeichnete Bewegungen können zudem beliebig oft abgespielt werden.

Beim Betätigen des Buttons *Report* wird ein standardisierter, dem Typ der Messung entsprechender Bericht generiert. Dieser ist für die Druckausgabe gedacht und visualisiert die für die Auswertung wichtigsten Daten in Diagrammen.

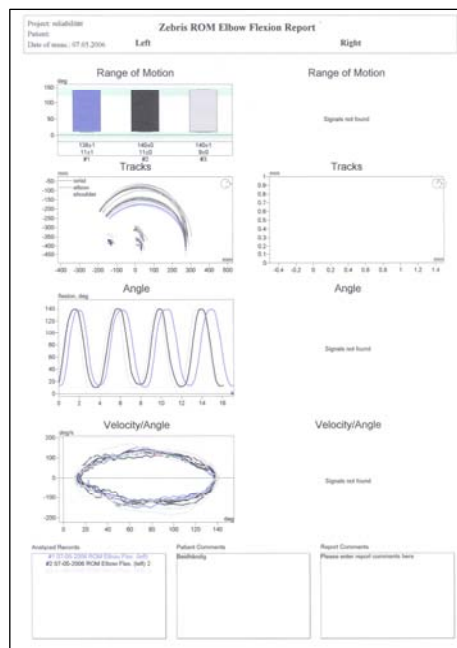


Abb.23 Beispiel für einen Report aus dem Analyseprogramm WinArm v.1.1.3 (Ex/Flex)

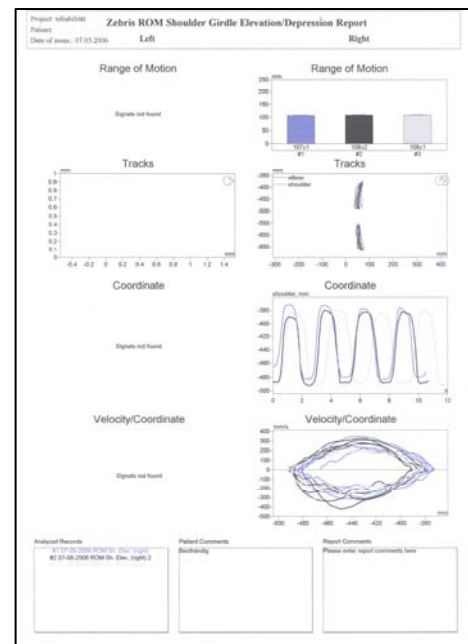


Abb.24 Beispiel für einen Report aus dem Analyseprogramm WinArm v.1.1.3 (Elevation)

Die Abbildungen 23 sowie 24 zeigen exemplarisch zwei Reports: Auf der linken Seite für die Extension und Flexion im Ellenbogengelenk und auf der rechten Seite für die Elevation der Schulter.

Der maximale Bewegungsspielraum (ROM) des jeweiligen Gelenkes wird in Form eines Diagrammes oben rechts bzw. links dargestellt. Die Einzelmessungen sind übersichtlich nebeneinander veranschaulicht.

Bei der Elevation der Schulter wird das Bewegungsausmaß in Millimeter (mm), bei den übrigen Bewegungen in Grad (engl.: degree; deg) angegeben.

4.5. Statistische Auswertung

Alle im Laufe der Messung gewonnenen Rohdaten wurden in Excel-Tabellen (Microsoft® Excel 2000) eingegeben. Eine entsprechende Übersicht der Messergebnisse liefern die Tabellen im Abschnitt 5.1 sowie 5.2 ab Seite 43. Anschließend wurden die entsprechenden Datensätze zur statistischen Datenanalyse ins Softwareprogramm (SPSS 14.0 für Windows) transferiert.

Zur Analyse der Reliabilität beider Messverfahren wurde die Intrasession-Reliabilität sowie die Intersession-Reliabilität (Test-Retest-Reliabilität) beurteilt. Zur eindeutigen Bezeichnung der Reliabilität bei der untersuchten Messmethode ist es entscheidend, ob die Ergebnisse durch denselben Untersucher (Intrarater-Reliabilität) oder durch verschiedene Untersucher (Interrater-Reliabilität) erhoben wurden. Außerdem ist es von Bedeutung, ob die Messungen innerhalb einer Sitzung (Intrasession-Reliabilität) oder bei mehreren Sitzungen (Intersession-Reliabilität) erfolgten (Schreiber et al., 1999).

Bei der Reliabilität der vorliegenden Untersuchung handelt es sich formal um eine Intrarater-Reliabilität (Alle Messungen wurden durch einen Untersucher durchgeführt). Es wurde sowohl die Genauigkeit innerhalb einer Sitzung anhand mehrerer Messwiederholungen geprüft (Intrasession-Reliabilität) als auch die Übereinstimmung der Werte zu verschiedenen Zeitpunkten (Intersession-Reliabilität).

Als geeigneter Parameter zur Einschätzung der Reliabilität wurde der Intraklassen-Korrelationskoeffizient (ICC) herangezogen.

Dieser ist definiert als das Verhältnis der relevanten Varianz zur Gesamtvarianz (Shrout und Fleiss 1979; Roebroeck et al., 1993) und überprüft die Übereinstimmungen von Messungen, die an denselben Subjekten vorgenommen wurden. Statistisch gesehen ist er auch ein Maß für den Zusammenhang beobachteter Merkmalswerte innerhalb einer Klasse (Hartung, 1999).

Für die Beurteilung der Intrasession-Reliabilität wurden die ICC's für die Messwerte innerhalb eines Messtages berechnet.

Zur Analyse der Intersession-Reliabilität wurden die ICC's für die Übereinstimmung der Messwerte zwischen beiden Messtagen ermittelt.

Die Bewertung der ICC-Werte zur Einschätzung der Reliabilität lehnt an die von Bortz et al. (2000) verfassten, in Tab.6 dargestellten, Beurteilung an.

Wertung	ICC
hoch	> 0,9
zufrieden stellend	0,7 – 0,9
ausreichend	0,5 – 0,7
nicht ausreichend	< 0,5

Tab.6 Bewertung des ICC nach Bortz et al. (2000)

Zweiter Teil der Untersuchung bestand darin, die Validität des Zebris® - Messverfahrens in Bezug auf die klinische Messung mittels Goniometrie zu beurteilen.

Unter Validität versteht man die Gültigkeit bzw. Zuverlässigkeit eines Messverfahrens. Es gilt zwischen inhaltlicher und kriterienbezogener sowie Konstruktvalidität zu unterscheiden.

Um die kriterienbezogene Validität für die Zebris®-Messungen zu ermitteln, mussten deren Messergebnisse mit den Ergebnissen der Winkelmessung korreliert werden.

Als geeigneter Parameter für den Grad des Zusammenhangs der Werte wurde der Korrelationskoeffizient nach Pearson mittels SPSS berechnet.

Dieser ist ein dimensionsloses Maß und kann Werte zwischen -1 und 1 annehmen, je nachdem wie stark oder schwach der Zusammenhang der Werte ausgeprägt ist.

Es kann der Zusammenhang zwischen zeitlich verschiedenen Messwerten eines einzigen Merkmals oder der Zusammenhang zwischen zeitgleichen Messwerten zweier verschiedener Merkmale geprüft werden.

Voraussetzung für die Pearson-Korrelation ist eine annähernd normale Verteilung der Messwerte, da der Korrelationskoeffizient stark auf Ausreißer reagiert.

Auch die Ergebnisse der Korrelationsanalyse sind im nachfolgenden Abschnitt zu finden. Die Interpretation der Ergebnisse erfolgte in Anlehnung an einer von Brosius verfassten Bewertungsskala (2006).

Wertung	r
keine Korrelation	0
sehr schwache Korrelation	>0 - 0,4
mittlere Korrelation	0,4 - 0,6
starke Korrelation	0,6 - 0,8
sehr starke Korrelation	0,8 - <1
perfekte Korrelation	1

Tab. 7 Bewertung der Pearson-Korrelation nach Brosius (2006)

5. Ergebnisse

Es wurden jeweils die Messwerte der Zebris®-Messungen sowie der klinischen Beurteilung mittels Goniometer von 30 Probanden erhoben. Bei beiden Verfahren wurde als Parameter der maximale Bewegungsspielraum (ROM) von drei elementaren Gelenkbewegungen (Elevation/Depression; Anteversion/Retroversion; Extension/Flexion) bestimmt. Das Zebris®-Messsystem erfasste bei erstgenannter Gelenkbewegung lediglich die Elevationsbewegung und stellte die Ergebnisse in Millimetern (mm) dar. Die übrigen Bewegungen wurden bei der Ultraschalltopometrie in Grad erfasst. Die klinische Beurteilung der Gelenkbeweglichkeit erfolgte ebenfalls in Grad.

5.1. Ergebnisse der 3D-Bewegungsfunktionsanalyse Zebris®

Zur statistischen Auswertung wurde das Statistikprogramm SPSS (Version 14.0 für Windows) herangezogen. Mittelwerte (MW) sowie Standardabweichungen (SD) wurden mit Hilfe der deskriptiven Statistikfunktion ermittelt.

Die Ergebnisse der Zebris®-Messungen sowohl am ersten Messtag als auch am zweiten Messtag, eine Woche später, sind für alle drei Messungen in den beiden nachfolgenden Tabellen dargestellt. Die Streuungsmaße der einzelnen Bewegungsebenen variieren im Bereich einiger Winkelgrade. Es wird jeweils das gesamte Probandenkollektiv (n=30) betrachtet.

Zebris Grad [°]	1.Messung		2.Messung		3.Messung	
	MW	SD	MW	SD	MW	SD
Elevation rechts [mm]	123,5	16,8	126,7	17,1	126,7	18,4
Elevation links [mm]	131,4	21,4	127,1	19,9	128,4	20,8
Anteversion rechts	170,1	15,5	172,8	16,6	172	16,8
Anteversion links	165,7	12,4	167	11,6	167,3	11,8
Retroversion rechts	64,1	12,3	65,9	10,5	66	12
Retroversion links	56,8	10,5	57,7	11,6	56,5	11,1
Extension rechts	7,4	5,6	6,9	5,4	6,8	5,6
Extension links	4,7	6,1	4,3	6,5	4,4	6,4
Flexion rechts	148,5	8	149,7	6,7	149,7	7
Flexion links	148,1	5,1	148,3	5,2	148,4	5,6

Tab.8 Ergebnisse der 3D-Bewegungsfunktionsanalyse Zebris® am 1. Messtag in 5 Bewegungsrichtungen jeweils im Seitenvergleich, n=30, MW, SD in Grad

Zebris Grad [°]	1.Messung		2.Messung		3.Messung	
	MW	SD	MW	SD	MW	SD
Elevation rechts [mm]	128,5	18,2	129,3	16,1	128,8	16,8
Elevation links [mm]	133,2	17	134,7	17,5	135,5	18,3
Anteversion rechts	171,9	17,1	171,2	16,6	174,8	15,4
Anteversion links	169,3	11,3	168,7	9,7	170,1	9,4
Retroversion rechts	67,5	11,7	67,8	11,6	68,3	11,2
Retroversion links	59,5	9,9	58,9	8,7	59,1	8,8
Extension rechts	6,7	5,9	6,3	5,5	6,5	5,7
Extension links	4,9	5,8	4,7	5,7	4,2	5,7
Flexion rechts	150,5	5,5	150,6	5,8	150,8	5,7
Flexion links	149,1	4,7	149,2	4,8	149,2	4,7

Tab.9 Ergebnisse der 3D-Bewegungsfunktionsanalyse Zebris® am 2. Messtag in 5 Bewegungsrichtungen jeweils im Seitenvergleich, n=30, MW, SD in Grad

5.2. Ergebnisse der Goniometrie

Analog zur ultraschalltopometrischen Messung wurden auch die Messergebnisse der Winkelmessung deskriptiv statistisch aufgearbeitet. Die Messwerte beider Messtage sind in Tab.10 und Tab.11 zusammengefasst.

Winkelmessung Grad [°]	1.Messung		2.Messung		3.Messung	
	MW	SD	MW	SD	MW	SD
Elevation rechts	32,7	4	32,8	3,8	31,5	3,8
Elevation links	32,1	4	31,9	3,9	32	3,6
Depression rechts	9,4	2,2	9,2	2,5	9,1	2,2
Depression links	8,9	2,2	8,4	2,4	8,3	2,3
Anteversion rechts	163,9	8,2	164,7	8,7	165,4	8,9
Anteversion links	164,6	7,6	164,7	7,4	164,7	7
Retroversion rechts	59,8	9,6	59,9	9,6	61	9,8
Retroversion links	60,3	9,3	60	9,9	60,6	10,4
Extension rechts	8,1	3,9	8,9	4,4	8,5	4,4
Extension links	7,3	4,1	8,1	3,7	7,6	4
Flexion rechts	145,8	4,7	145,8	5,2	145,2	3,9
Flexion links	145,1	3,7	154,5	3,8	145,6	4,1

Tab.10 Ergebnisse der Winkelmessung nach Neutral-Null-Durchgangsmethode am 1. Messtag in 6 Bewegungsrichtungen jeweils im Seitenvergleich, n=30, MW, SD in Grad

Winkelmessung Grad [°]	1.Messung		2.Messung		3.Messung	
	MW	SD	MW	SD	MW	SD
Elevation rechts	31,1	3,4	31,5	3,5	31,6	3,6
Elevation links	31,9	3,7	32,3	3,7	32,2	3,7
Depression rechts	9,3	2,6	9	2,4	9	2,4
Depression links	8,5	2,1	8,5	2,3	8,6	2,3
Anteversion rechts	162,6	8,8	164,1	7,6	165,3	7,3
Anteversion links	163,1	7,1	163,7	7,2	165,6	6,4
Retroversion rechts	60,5	9,7	61,1	9,8	61,9	10
Retroversion links	60,8	9	60,6	8,5	59,7	9
Extension rechts	7,9	3,7	8,3	4,1	8,3	4
Extension links	6,7	3,4	7	3,6	7,9	3,6
Flexion rechts	144,3	4,7	144,4	4,8	144	4,5
Flexion links	144,6	4,3	145,1	3,6	145,5	3,8

Tab.11 Ergebnisse der Winkelmessung nach Neutral-Null-Durchgangsmethode am 2. Messtag in 6 Bewegungsrichtungen jeweils im Seitenvergleich, n=30, MW, SD in Grad

In folgender Abbildung ist der jeweils aktive Gelenkspielraum für die Bewegungskombinationen Anteversion/Retroversion sowie Extension/Flexion für beide Messverfahren vergleichend gegenüber gestellt. Dabei versteht man unter dem maximalen Gelenkspielraum (ROM) jeweils die Differenz aus Maximal- und Minimalwert einer Bewegungskombination. Es sind jeweils beide Messtage, die drei Messungen sowie beide Körperseiten zusammengefasst. Es zeigt sich, dass bei den Zebris®-Messungen zwar die jeweiligen Maximal- und Minimalwerte im Vergleich zur manuellen Messung um einige Winkelgrade erhöht sind, der aktive Gelenkspielraum beider Messmethoden sich effektiv allerdings kaum unterscheidet, was wiederum zur verbesserten Vergleichbarkeit der Messergebnisse beiträgt.

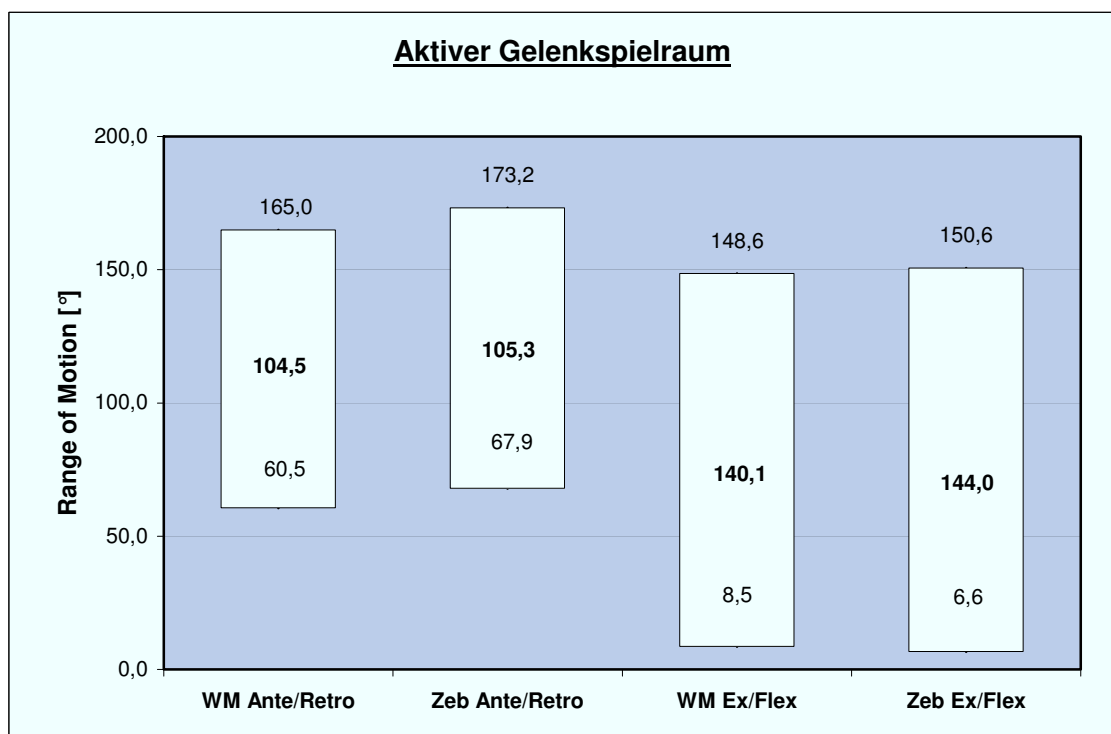


Abb. 25...ROM Ante/Retro sowie Ex/Flex, Vergleich Winkelmessung (WM)-Zebris® (Zeb)

5.3. Reliabilität der Messverfahren

5.3.1 Intrasession-Reliabilität

Wie im Abschnitt 4.5 bereits ausführlich beschrieben, werden bei der Untersuchung der Reliabilität Messwiederholungen gleicher Messgrößen miteinander verglichen und das Ausmaß der Reproduzierbarkeit bzw. Übereinstimmung geprüft.

Zur mathematischen Beschreibung der Reliabilität dienen die Intraclass-Korrelationskoeffizienten (ICC`s). Sie wurden mit Hilfe des SPSS-Programmes (Reliabilitätsanalyse) berechnet.

Zur Bestimmung der Intrasession-Reliabilität wurden die Ergebnisse der Einzelmessungen innerhalb eines Messtages auf Übereinstimmung geprüft und jeweils die Durchschnittswerte ermittelt.

In Tabelle 12 sind die ICC`s sowohl für die Zebris®-Messungen als auch für die Winkelmessungen zusammenfassend wiedergegeben.

Bewegungsrichtung	Zebris®		Winkelmessung	
	1. Messtag	2. Messtag	1. Messtag	2. Messtag
Elevation rechts	0,93	0,92	0,76	0,80
Elevation links	0,97	0,95	0,87	0,86
Depression rechts	-	-	0,69	0,72
Depression links	-	-	0,80	0,69
Anteversion rechts	0,88	0,92	0,96	0,93
Anteversion links	0,97	0,94	0,95	0,92
Retroversion rechts	0,95	0,96	0,97	0,96
Retroversion links	0,94	0,92	0,92	0,96
Extension rechts	0,98	0,98	0,93	0,92
Extension links	0,98	0,95	0,91	0,89
Flexion rechts	0,94	0,98	0,85	0,78
Flexion links	0,98	0,97	0,83	0,83

Tab.12 Intrasession-Reliabilität von Zebris® und Winkelmessung in 5 bzw. 6 Bewegungsrichtungen jeweils im Seitenvergleich an 2 Messtagen, Intraklassenkorrelationskoeffizient (ICC)

Sie liegen bei Zebris® zwischen 0,88 (MT I, Ante re) und 0,98 (MT I, Ex re+li, Flex li; MT II, Ex re, Flex re). In Anlehnung an die Beurteilung nach Bortz et al. (siehe auch Abschnitt 4.5) ist die Intrasession-Reliabilität dementsprechend überwiegend als hoch zu beurteilen.

Die ICC`s der Winkelmessungen variieren zwischen 0,69 (MT II, Dep li) und 0,97 (MT I, Retro re).

Die Intrasession-Reliabilität für die Bewegungen der Anteversion, Retroversion und Extension ist als hoch einzustufen, die der übrigen Gelenkbewegungen als zufrieden stellend.

5.3.1. Intersession-Reliabilität

Um die Intersession-Reliabilität, also die Reproduzierbarkeit der Werte zu verschiedenen Zeitpunkten, zu ermitteln, müssen die Messergebnisse der Einzelmessungen der beiden Messtage miteinander in Korrelation gesetzt werden. Beispielsweise sind die Werte der ersten Messung am ersten Messtag mit den Werten der ersten Messung am zweiten Tag verglichen worden. Selbiges geschah mit den Werten der zweiten und dritten Messung. Es folgen in Tabelle 13 die ICC`s der 3D-Bewegungsfunktionsanalyse, sie liegen zwischen 0,47 und 0,85.

Bewegungsrichtung	I.MT-1. Messung mit	I.MT-2. Messung mit	I.MT-3.Messung mit
	II.MT-1. Messung	II.MT-2.Messung	II.MT-3.Messung
Elevation rechts	0,68	0,55	0,63
Elevation links	0,66	0,77	0,70
Anteversion rechts	0,48	0,47	0,59
Anteversion links	0,69	0,67	0,76
Retroversion rechts	0,80	0,85	0,85
Retroversion links	0,73	0,85	0,77
Extension rechts	0,75	0,70	0,67
Extension links	0,57	0,66	0,69
Flexion rechts	0,47	0,66	0,59
Flexion links	0,62	0,71	0,61

Tab.13 Intersession-Reliabilität der 3D-Bewegungsfunktionsanalyse Zebris in 5 Bewegungsrichtungen jeweils im Seitenvergleich, Interklassenkorrelationskoeffizient (ICC)

In Anlehnung an Bortz et al. (2000) ist die Intersession-Reliabilität überwiegend als ausreichend, bei der Gelenkbewegung der Retroversion sogar als zufrieden stellend zu beurteilen.

Nachfolgend sind die ICC`s der Winkelmessung tabellarisch zusammengefasst. Die Werte liegen im Bereich von 0,51 bis 0,94.

Bewegungsrichtung	I.MT-1. Messung mit	I.MT-2. Messung mit	I.MT-3. Messung mit
	II.MT-1. Messung	II.MT-2. Messung	II.MT-3. Messung
Elevation rechts	0,51	0,72	0,65
Elevation links	0,78	0,79	0,75
Depression rechts	0,69	0,74	0,69
Depression links	0,55	0,64	0,64
Anteversion rechts	0,86	0,74	0,86
Anteversion links	0,79	0,64	0,79
Retroversion rechts	0,93	0,91	0,94
Retroversion links	0,94	0,83	0,91
Extension rechts	0,89	0,88	0,88
Extension links	0,85	0,83	0,91
Flexion rechts	0,67	0,67	0,67
Flexion links	0,68	0,68	0,76

Tab.14 Intersession-Reliabilität der Winkelmessung in 6 Bewegungsrichtungen jeweils im Seitenvergleich, Interklassenkorrelationskoeffizient (ICC)

Bei den Gelenkbewegungen Elevation, Anteversion, Extension sowie Flexion ist die Intersession-Reliabilität als zufrieden stellend zu interpretieren. Die Depression kann als ausreichend, die Retroversion sogar als hoch eingestuft werden.

5.4. Validität der 3D-Bewegungsfunktionsanalyse Zebris®

Um die kriterienbezogene Validität für die Zebris®-Messungen zu ermitteln, mussten deren Messergebnisse mit den Ergebnissen der Winkelmessung korreliert werden. Mithilfe des SPSS-Programmes wurden die Korrelationskoeffizienten nach Pearson berechnet, welche ein Maß für den

Zusammenhang metrischer Daten darstellen. Als Signifikanzniveau wurde 5% angenommen.

Die Tabellen 15 u. 16 zeigen Mittelwerte, Standardabweichungen und die Korrelationskoeffizienten sowohl für den ersten als auch für den zweiten Messtag am Beispiel der zweiten Messwiederholung. Die Bewegungskombination Elevation/Depression blieb bei der Korrelationsanalyse unberücksichtigt, da das Zebris®-Messverfahren im Gegensatz zur klassischen Goniometrie das Bewegungsausmaß in Millimetern [mm] anstatt in Grad [°] anzeigte und somit zwei verschiedene Einheiten vorlagen.

Bewegungsrichtung	Winkelmaße		Zebris		Korrelation
	MW	SD	MW	SD	r
Anteversion rechts	164,7	8,7	172,8	16,6	0,46
Anteversion links	164,7	7,4	167	11,6	0,53
Retroversion rechts	59,9	6,9	65,9	10,5	0,59
Retroversion links	60	9,9	57,7	11,6	0,55
Extension rechts	8,9	4,4	6,9	5,4	0,24
Extension links	8,1	3,7	4,3	6,5	0,36
Flexion rechts	145,8	5,2	149,7	6,7	0,63
Flexion links	154,5	3,8	148,3	5,2	0,97

Tab.15 Korrelation Winkelmessung und 3D-Bewegungsfunktionsanalyse am 1. Messtag in 4 Bewegungsrichtungen jeweils im Seitenvergleich, 2. Messwiederholung, MW, SD in Grad, Korrelationskoeffizient (n. Pearson)

Bewegungsrichtung	Winkelmaße		Zebris		Korrelation
	MW	SD	MW	SD	r
Anteversion rechts	164,1	7,6	171,2	16,6	0,71
Anteversion links	163,7	7,2	168,7	9,7	0,66
Retroversion rechts	61,1	9,8	67,8	11,6	0,59
Retroversion links	60,6	8,5	58,9	8,7	0,59
Extension rechts	8,3	4,1	6,3	5,5	0,29
Extension links	7,0	3,6	4,7	5,7	0,58
Flexion rechts	144,4	4,8	150,6	5,8	0,37
Flexion links	145,1	3,6	149,2	4,8	0,45

Tab.16 Korrelation Winkelmessung und 3D-Bewegungsfunktionsanalyse am 2. Messtag in 4 Bewegungsrichtungen jeweils im Seitenvergleich, 2. Messwiederholung, MW, SD in Grad, Korrelationskoeffizient (n. Pearson)

Insgesamt betrachtet konnte in allen Bewegungsrichtungen mindestens eine schwache Korrelation zwischen der konventionellen Winkelmessung und der 3D-Bewegungsmessung festgestellt werden.

Die Bewegung der Anteversion erreichte am ersten Messtag eine mittlere Korrelation ($r=0,50$), am zweiten Tag sogar eine als stark zu bewertende ($r=0,69$).

Bei der Retroversion sind die Messergebnisse beider Messtage mit einer mittleren Korrelation vereinbar ($r_1=0,57$; $r_2=0,59$).

Die Extension erreichte leider am ersten Messtag sowohl auf der rechten als auch auf der linken Körperseite nur eine sehr schwache Korrelation ($r=0,3$).

Im Vergleich dazu wurde am zweiten Messtag auf der linken Seite eine mittlere ($r=0,58$), auf der rechten Seite hingegen immer noch eine sehr schwache ($r=0,29$) Korrelation ermittelt. Im Mittel wurde knapp eine mittlere Korrelation ($r=0,44$) erreicht.

Die Bewegungsrichtung der Flexion erreichte am ersten Messtag die besten Ergebnisse, es ist eine starke (rechte Körperseite: $r=0,63$) bis sehr starke (linke Körperseite: $r=0,97$) Korrelation zu finden. Im Mittel wurde eine Korrelation von $r=0,8$ erzielt.

Überraschenderweise sind die Korrelationswerte am zweiten Messtag vergleichsweise schlecht. Rechts ist nur noch eine schwache ($r=0,37$), links hingegen wenigstens eine mittlere Korrelation ($r=0,45$) festzustellen.

Betrachtet man die rechte und linke Seite gemeinsam, so ergibt sich eine mittlere Korrelation mit $r=0,41$.

In nachfolgend zu sehender Abbildung sind die Korrelationsergebnisse, wie sie zuvor bereits beschrieben wurden grafisch für die rechte und linke Körperseite zusammengefasst dargestellt.

Bis auf die Bewegung der Flexion sind relativ konstante Werte für beide Messtage zu verzeichnen. Mögliche Ursachen für Schwankungen der Messergebnisse sollen in nachfolgendem Abschnitt näher erläutert werden.

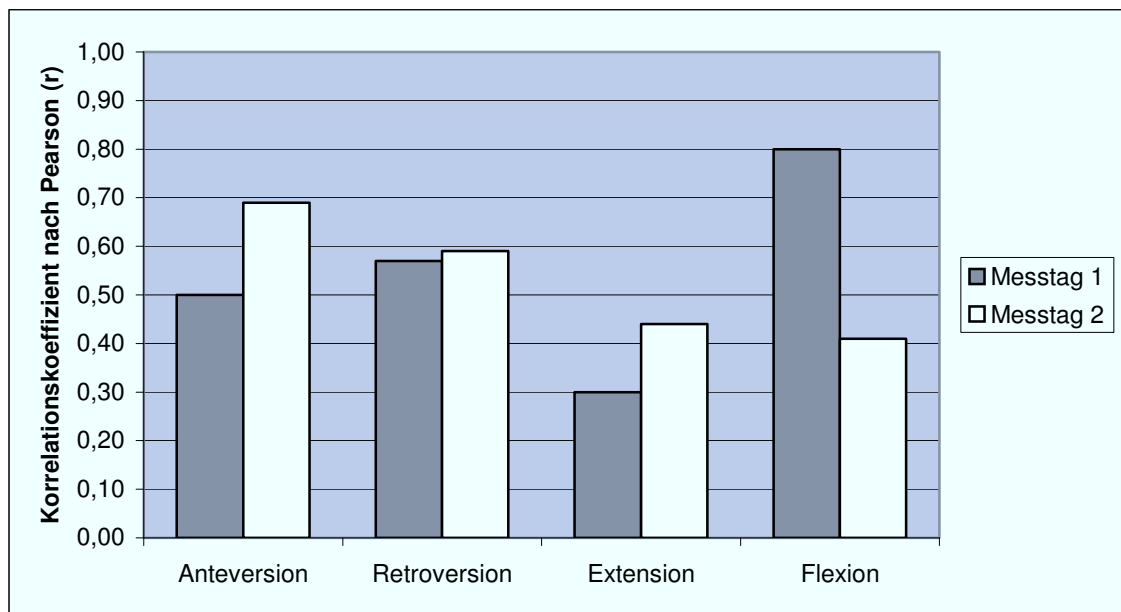


Abb. 26 Korrelation Zebris®-Messung mit Winkelmessung

6. Diskussion

Im folgenden Abschnitt sollen die Ergebnisse beider Messverfahren interpretiert, Unterschiede aufgezeigt sowie mögliche Ursachen hierfür herausgearbeitet werden. Dies geschieht vor dem Hintergrund bisher bekannter Literatur zum Sachverhalt. Weiterhin wird bei der vergleichenden Betrachtung beider Verfahren auf Vor- und Nachteile der Messsysteme eingegangen. Die Messverfahren werden hinsichtlich Methodik, Durchführung und Auswertung kritisch betrachtet und sich hieraus ergebende Konsequenzen für die Praxis abgeleitet.

In einem Ausblick sollen Anwendungsmöglichkeiten des 3D-Bewegungsanalysesystems aufgezeigt werden.

Interpretation der Ergebnisse beider Verfahren

Es wurden die Bewegungsumfänge fünf bzw. sechs verschiedener Bewegungen der oberen Extremität jeweils im Seitenvergleich an zwei Messtagen mit je drei Messreihen von 30 gesunden Probanden erhoben.

Eine Übersicht zu den Ergebnissen findet sich in den Tabellen 8 und 9 auf Seite 43 sowie in den Tabellen 10 und 11 auf Seite 44.

Die Bewegungsausmaße rangieren jeweils in den in der Literatur zu findenden Normwertbereichen. (Normwerte siehe Tab. 2 auf S.12 sowie Tab. 3 auf S. 16)

Die bei den jeweiligen Bewegungskombinationen erreichten Maximal- bzw. Minimalwinkel sind beim technischen Verfahren zwar um einige Winkelgrade höher, betrachtet man allerdings die ROM im Vergleich, so ist diese bei beiden Verfahren annähernd gleich groß. Dieser Sachverhalt ist für die Bewegungskombinationen Anteversion/Retroversion sowie Extension/Flexion in Abbildung 25 auf Seite 45 dargestellt.

Vergleicht man die Ergebnisse der rechten Körperseite mit denen der linken, so sind, bis auf die Bewegung der Elevation, bei der 3D-Bewegungsanalyse auf der rechten Seite durchgängig um einige Winkelgrade höhere Werte zu finden. Eine Erklärung hierfür könnte sein, dass 25 der 30 Probanden rechts als ihre

dominante Seite definieren. Gegen die Hypothese, dass sich auf der für den Probanden dominanten Seite größere Messwerte erzielen lassen, spricht die weniger deutliche Seitendifferenz bei der Winkelmessung. Günal et al. (1996) sahen sogar größere ROM auf der nicht-dominanten Seite für normal an, da auf der jeweils dominanten Seite durch den häufigeren Gebrauch, früher degenerative Veränderungen sowie leichte Bänderschäden das Bewegungsausmaß herabsetzen können.

Es wäre allerdings auch denkbar, dass sich eine Seitendominanz des Untersuchers auf die Gerätehandhabung und Ablesegenauigkeit auswirken könnte (Schreiber et al., 2001).

Des Weiteren zeigten sich keine deutlichen Effekte von Geschlecht oder Alter hinsichtlich des Bewegungsausmaßes.

Diesen Sachverhalt konnten auch Doriot und Wang bestätigen, als sie die ROM von Gelenken der oberen Extremität bei 41 Probanden in Abhängigkeit von deren Alter und Geschlecht untersuchten. Insgesamt war der Einfluss des Geschlechts sogar noch schwächer als der des Alters (Doriot und Wang, 2006).

Vergleicht man das Ausmaß der Streuung beider Verfahren miteinander, so fällt auf, dass sowohl bei der Ante- als auch bei der Retroversion der Zebris[®]-Messtechnik die Standardabweichungen deutlich größer als bei der Winkelmessung sind (Maximalwert bei Zebris[®]: 17,1°; Maximalwert bei Winkelmessung: 10,4°).

Dies unterstreicht die Tatsache, dass die Bewegungskombination Ante-/Retroversion sich in der Praxis von allen untersuchten Bewegungen als die stör anfälligste darstellte. Immer wieder gerieten die Marker bei den Bewegungen aus dem Messfeld und mussten in ihrer Lage korrigiert bzw. variiert werden. Aufgrund der simultanen Aufzeichnung der Bewegungen auf dem PC-Bildschirm konnte diesem Umstand jedoch zeitnah entgegengewirkt und Artefakte rechtzeitig korrigiert werden. Bei den übrigen Bewegungen liegen die Streubreiten etwa in denselben Dimensionen (zwischen 5° und 10°).

Im Unterschied zur Zebris[®]-Messung, bei welcher am zweiten Messtag höhere Werte erzielt werden, finden sich bei der Winkelmessung am ersten Messtag die größeren Bewegungsausmaße.

Weiterhin auffällig ist, dass bei Zebris® die Maximalwerte überwiegend bei der 3. Messwiederholung erreicht werden. Lediglich bei der Extension werden an beiden Messtagen während der 1. Messung die Maxima erreicht.

Andererseits lässt sich bei der Winkelmessung ein solcher Trend nicht beobachten. Am ersten Messtag sind die maximalen Bewegungsausmaße bei der zweiten Messung, am zweiten Messtag hingegen bei der dritten Messung zu finden.

Ursachen für die differenten Messergebnisse können sowohl beim Probanden, beim Untersucher als auch in der Methode selbst liegen.

Messungen von Gelenkbewegungen können abhängig von der Tageszeit sowie von Tag zu Tag variieren (Greene et al, 1989; Stratford et al., 1984).

Es handelt sich dann nicht um Messfehler, sondern um physiologische Gegebenheiten.

Als körperliche Einflussfaktoren denkbar wären weiterhin die individuelle Bewegungs- sowie Leistungsfähigkeit sowie ein physiologisch auftretendes Ermüdungsverhalten auf Seiten der jeweils aktiven Muskeln. Aber auch mentale Faktoren wie Konzentration und Motivation sowie die individuelle Compliance des Probanden sind mögliche Ursachen für abweichende Bewegungsausmaße sowohl innerhalb der Messreihen als auch zwischen den Messtagen.

Die Dehnfähigkeit des Muskels steigt mit der Anzahl an repetitiven Bewegungen und auch der Proband kann sich von Messzyklus zu Messzyklus besser an die jeweils geforderten Bewegungsabläufe anpassen und seine Bewegungen entsprechend koordinieren. Somit wäre eine Zunahme des Bewegungsumfanges von Messung zu Messung erklär- und begründbar.

Auf Seiten des Untersuchers kann es bei der Winkelmessung zu Ablesefehlern oder fehlerhaftem Anlegen des Winkelmessers auf Grund schwieriger anatomischer Gegebenheiten kommen.

Genauso gut ist es allerdings möglich, dass bei der 3D-Bewegungsanalyse die Ultraschallmarker von Messtag zu Messtag nicht exakt an denselben Stellen befestigt worden sind und somit Fehler entstehen konnten. Auch eine zu lockere Fixierung der Einzelmarker könnte zu einer erhöhten Verschiebung der Markerpositionen und damit verbundenen Messwertverfälschungen geführt haben.

Zusätzlich bestand die Möglichkeit der Beeinflussung der Messergebnisse durch unerwünschte Begleit- bzw. Kompensationsbewegungen auf Seiten der Probanden. Die Untersucher achteten bewusst auf derartige Bewegungen und versuchten diese, soweit möglich, zu unterbinden bzw. zu minimieren.

Zweifelsohne beeinflussen auch die individuelle Sitzposition sowie personenbezogene Haltungsvarianten das Bewegungsausmaß nicht unerheblich.

Zusammenfassend erscheint eine multifaktorielle Erklärung von Messwert-schwankungen mit dem Hintergrund o.g. Aspekte durchaus gerechtfertigt.

Die möglichen Fehlerquellen waren den Untersuchern dieser Arbeit durchaus bekannt und man achtete darauf, den methodischen Fehler möglichst gering zu halten.

Interpretation der Reliabilitäten

Betrachtet man die Ergebnisse der Intrasession-Reliabilität für die Zebris® - Messung, so sind ICC-Werte von 0,88 bis 0,98 zu finden, was für eine ausgezeichnete Reliabilität innerhalb eines Messtages spricht. Am besten schneidet diesbezüglich die Bewegungskombination Extension/Flexion ab. Der geringste Wert (0,88), welcher aber immer noch für eine „zufrieden stellende“ Reliabilität spricht, kommt der Anteversion auf der rechten Seite zu.

Im Vergleich konnten die Untersuchungen mit dem Goniometer ICC's im Bereich von 0,69 bis 0,97 vorweisen.

Der Tiefstwert von 0,69 wird bei der Bewegung der Depression, der Höchstwert von 0,97 bei der Retroversion erreicht. Die Intrasession-Reliabilität der Anteversion, Retroversion sowie Extension ist als „hoch“ zu bewerten, die der übrigen Bewegungen als „zufrieden stellend“.

Insgesamt findet man bei beiden Messverfahren jeweils am ersten Messtag etwas bessere ICC-Werte als am zweiten Messtag.

Die größtenteils sehr befriedigenden Ergebnisse könnten u.a. durchaus auf den Versuch, alle Messungen möglichst unter standardisierten und nahezu identischen Messbedingungen durchzuführen, zurückzuführen sein. Durch die

klare Strukturierung und Standardisierung des Vorgehens beim Messen soll ein hohes Maß an Durchführungsobjektivität erreicht werden.

Mit einer bereits im Vorfeld der Untersuchungen auf dem PC erstellten Randomisierungsliste konnte die Reihenfolge der Messverfahren, die Körperseite und die jeweilige Bewegungskombination, mit welcher die Messung begonnen wurde, variiert werden.

Die Reliabilität ist also immer auch von der Qualität der Messungen abhängig.

Vorteilhaft erwies sich außerdem die Durchführung von jeweils drei Messzyklen. Eine hohe Zufallsvarianz kann nach Shrout & Fleiss (1979) durch Messwiederholungen reduziert werden. Die Reliabilitätsverbesserung von drei gegenüber zwei Messungen kann nach grober Schätzung bis ca. 0,3 Punkte im ICC betragen (Shrout & Fleiss, 1979; Roebroeck, 1993).

Auch Sabari et al. stellten fest, dass bei gleich bleibenden Sitz- bzw. Messpositionen der Probanden während goniometrischer Messungen höhere Reliabilitäten zu erreichen seien (Sabari et al., 1998).

Betrachtet man die Ergebnisse der Intersession-Reliabilität für das Zebris[®]-Messverfahren, so variieren die ICC's von 0,43-0,85.

Die beste Intersession-Reliabilität wird bei der Retroversion erzielt (ICC's von 0,73-0,85), alle übrigen Bewegungen sind größtenteils mit einer „ausreichenden“ Reliabilität zu bewerten.

Paradoxerweise ist die Retroversion (gemeinsam mit der Anteversion) die Bewegung, welche, wie bereits erwähnt, bei den Messungen die größten Standardabweichungen aufweist. Wahrscheinlich liegt dies darin begründet, weil Fehler in einer Endposition durch gleichgerichtete Abweichungen in der anderen Endposition kompensiert werden konnten (Hermsdörfer, 2002) und somit dennoch reliable Aussagen zu den jeweils aktiven Gelenkspielräumen getroffen werden können.

Prinzipiell sind die Intersession-Reliabilitäten der zweiten und dritten Messung höher als die der ersten Messung. An dieser Stelle finden bereits vorher diskutierte Einflussfaktoren sowohl auf psychischer (Konzentrationsfähigkeit, willentliche Beeinflussung des Bewegungsmusters durch den Probanden) als

auch auf physischer Ebene (Steigerung der ROM durch zunehmende Dehnung der Muskeln) ihre Berücksichtigung.

Beim manuellen Verfahren rangieren die ICC`s mitunter auf einem etwas höheren Niveau mit Werten von 0,51-0,94.

Ähnlich hohe Reliabilitäten bei goniometrischen Messungen des Ellenbogens werden in einer Studie von Rothstein et al. (1983) erreicht.

In vorliegender Studie kristallisiert sich die Bewegungsrichtung der Retroversion als die mit der besten Inter-session-Reliabilität heraus (ICC`s von 0,83-0,94). Hier kann man sogar von einer „hohen“ Reliabilität sprechen. Die Bewegungen Elevation, Extension sowie Flexion sind überwiegend mit einer „zufriedenstellenden“, die Depression mit einer „ausreichenden“ Reliabilität zu beurteilen. Vergleichend zur Ultraschalltopometrie sind auch hier die Reliabilitäten der zweiten und dritten Messung höher als die der ersten Messung.

In den Untersuchungen von Armstrong et al. (1998) wird die Intratester-Reliabilität sowie die Intertester-Reliabilität der ROM am Ellenbogen bei 38 Probanden mittels drei verschiedener Messgeräte (konventionelles Goniometer, computergestütztes Goniometer, mechanisches Rotationsmessgerät) ermittelt. Die Intratester-Reliabilität ist in dieser Studie für alle drei Geräte als hoch einzustufen, die Intertester-Reliabilität wird von Armstrong et al. für die Extension/Flexion mit dem computergestützten Goniometer als hoch und mit dem universellen Goniometer als moderat bewertet. Wichtig erscheint die Feststellung, dass die kleinsten Messfehler immer dann zu finden waren, wenn mehrere Messungen nacheinander von derselben Person mit demselben Messinstrument durchgeführt worden sind.

Demnach wird in der vorliegenden Studie der Messfehler entsprechend gering gehalten, da alle Messungen von ein und derselben Person vorgenommen worden sind. Weil das jeweilige Messinstrument variierte (entweder konventionelles Goniometer oder 3D-Bewegungsfunktionsanalysesystem Zebris®), konnten die Messfehler, wenn man sich auf Armstrongs Studie bezieht, nicht völlig auf ein Minimum reduziert werden, d.h. es bleibt eine Restfehlerquote erhalten, welche etwaige Messwertschwankungen erklären könnte.

Eine ähnliche Meinung vertreten Boone et al. (1978) in ihrer Studie zur Reliabilität der Goniometrie: Da die Intratester-Reliabilität höher als die Intertester-Reliabilität bewertet werden kann, ist es laut Boone et al. aussagekräftiger, alle Messungen nur von einem Untersucher durchführen zu lassen.

Dass sich der Gebrauch unterschiedlicher Goniometer-Typen sowie der Wechsel der Untersucher während einer Messung hinsichtlich der Genauigkeit der Messungen nicht bewährt, zeigen auch Goodwin und Mitarbeiter in ihrer 1992 veröffentlichten Studie. Sie untersuchten die ROM von 23 Probandinnen am Ellenbogen unter Verwendung drei verschiedener Goniometer-Typen sowie durch drei verschieden erfahrene Untersucher. Es existierten signifikante Unterschiede hinsichtlich der Messergebnisse, je nach dem welches Goniometer verwendet wurde bzw. welcher Untersucher die Messungen vornahm.

Mayerson und Milano (1983) erörtern in ihrer Studie wesentliche Fehlerquellen hinsichtlich der Reproduzierbarkeit der Messergebnisse bei Winkelmessungen. So sind Abweichungen der Messergebnisse im variablen Halten oder Ablesen des Goniometers auf Seiten des Untersuchers oder in physikalischen Veränderungen (z.B. Veränderungen der Muskelkraft im Tagesverlauf) auf Seiten des Probanden zu sehen. Es wird eine Messgenauigkeit von $\pm 5^\circ$ postuliert.

Gleichermaßen sieht Jahn (1972) eine Messgenauigkeit von 5° bei klinischen Messungen von Winkelgrößen als oberste Grenze an.

Validität der 3D-Bewegungsfunktionsanalyse

Um die Validität des Zebris[®]-Messverfahrens beurteilen zu können, wurden die Messergebnisse der 3D-Messungen mit denen der Winkelmessung korreliert. Die Interpretation der Ergebnisse lehnt an Brosius Vorschlag an (2006).

Eine Übersicht zu den Werten ist in den Tabellen 15 und 16 auf S. 49 zu finden. Des Weiteren sind in Abbildung 26 auf Seite 50 die Korrelationen nach Pearson für die Bewegungskombinationen Anteversion/Retroversion sowie Extension/Flexion anhand einer Grafik dargestellt.

Mit Ausnahme der Extensionsbewegung am ersten Messtag ist nach Brosius Beurteilungsschema (2006) mehrheitlich eine mittlere Korrelation zwischen Winkelmessung und Zebris® festzustellen.

Für die Anteversion am 2. Messtag ist sie sogar als stark, für die Flexion am 1. Messtag als sehr stark zu beurteilen.

Mitunter wird allerdings nur eine schwache Korrelation (Extension) erreicht.

Auch hier könnten bereits diskutierte Aspekte zur Fehleranalyse eine Rolle spielen.

Das Bewegungsfunktionsanalysesystem Zebris® als dynamisches Messverfahren erlaubt das simultane Aufzeichnen dynamischer Bewegungsmuster.

Bei der Winkelmessung als statisches Messverfahren erfolgt die Bewegung aktiv bis zum Maximum, dann muss sie bis zum Ablesen des Winkelmessers eine gewisse Zeit gehalten werden.

Insbesondere bei der Bewegung der Extension, welche ohnehin nur ein geringes Bewegungsausmaß umfasst (etwa 10°), könnten derartige Schwankungen die Messergebnisse entscheidend beeinflussen und zu einer geringeren Korrelation geführt haben.

Es erscheint sinnvoll, die Schwankungen der Messergebnisse als Kombination sowohl von Fehlern auf Seiten des Untersuchers als auch der Probanden bzw. der methodischen Durchführung zu sehen.

Trotz nicht durchgängig hoher Korrelationen, ist es vertretbar, zu sagen, dass die 3D-Bewegungsfunktionsanalyse durchaus gut mit der konventionellen Winkelmessung korreliert, d.h. die 3D-Messung ist in der Lage, das maximale Bewegungsausmaß von Gelenkbewegungen der oberen Extremität adäquat zu messen und relevante Ergebnisse zu liefern.

Kritisch gesehen ist bei guter bis sehr guter Reliabilität des Verfahrens die Validität deutlich schlechter. Dies verdeutlicht, dass die Validität eines Messverfahrens zwar das wichtigste, aber auch am schwierigsten nachzuweisende Gütekriterium ist.

Methodenkritik / Vor- und Nachteile der Messverfahren

Im Folgenden sollen Vor- und Nachteile der 3D-Bewegungsanalyse sowie der Winkelmessung aufgezeigt und näher erläutert werden.

Beschäftigen wir uns zunächst mit der 3D-Bewegungsfunktionsanalyse der Firma Zebris®.

Die Programmführung mithilfe der Software WinArm v1.1.3 erwies sich insgesamt als einfach und übersichtlich, es traten keine größeren Probleme bei der Handhabung bzw. Bedienung des Programmes auf. Die Anweisungen und Erklärungen sind klar und deutlich, Expertenwissen ist nicht erforderlich.

Die Messdaten werden gut und übersichtlich in Form von Diagrammen (siehe Abb. 23 u. 24 auf S. 39) aufbereitet.

Als wesentlicher Vorzug der 3D-Messmethode ist die gleichzeitige Erfassung mehrerer Gelenkwinkel zu beliebigen Zeitpunkten über den Verlauf einer Bewegung hinweg anzusehen. Dies ermöglicht es, den dynamischen Fluss von Bewegungen darzustellen sowie zwischen Haupt- und Nebenbewegungen zu differenzieren. Einzelbewegungen werden entsprechend mehrdimensional animiert und können beliebig oft abgespielt werden, was dem Probanden/Patienten die Möglichkeit einräumt, sein eigenes Bewegungsmuster anzuschauen.

Etwaige Funktions- bzw. Bewegungsstörungen können so für Patienten visualisiert und die bewusste Wahrnehmung des eigenen Körpers verbessert werden.

Alle Messungen verliefen nichtinvasiv und stellten somit keinerlei Belastung für die Probanden dar. Ein weiterer Vorteil besteht in dem durchaus als gering einzustufenden Zeitaufwand (weniger als 30 Minuten pro Proband).

Zu den technischen Vorteilen der 3D-Bewegungsmessung gehören die einfache Kalibrierung sowie Aufzeichnung der Rohdaten. Die Ultraschallsender sind klein und leicht, behindern somit die Bewegung als solche nicht, sie können jedoch auch relativ schnell aus dem Messfeld geraten (siehe unten).

Die Untersuchungen sind einfach durchzuführen und erfordern nur ein begrenztes technisches Verständnis sowie kurze Einarbeitungszeiten. Somit können die Messungen bedenkenlos von geschultem Personal durchgeführt werden.

Das Messsystem ist relativ kompakt, hat ein vergleichsweise geringes Gewicht und benötigt per se nur wenig Platz. Es eignet sich ideal als mobile Messstation im klinischen Routinebetrieb. Das Messsystem lässt sich schnell und einfach aufbauen und kann mittels entsprechender Software über einen Computerarbeitsplatz betrieben werden. Da Messsensor und Analysator nicht fest installiert sind, können diese nach Beendigung der Messungen schnell abgebaut werden, so dass der Untersuchungsraum einer weiteren Nutzung zur Verfügung steht.

Ein weiterer Vorteil des Zebris[®]-Messsystems besteht in dessen vielseitiger Nutzbarkeit. Sowohl der Messsensor als auch das Analysegerät lassen sich für weitere Anwendungen im Rahmen ultraschalltopometrischer Messverfahren verwenden.

An dieser Stelle sei auf die Möglichkeiten der Bewegungsanalyse der Wirbelsäule (Endres, 1998; Schreiber, 2001; Will, 2004) des Kiefergelenkes (Smolenski, 2001) oder aber der Gleichgewichts- und Koordinationsanalyse (Vogel, 2006) hingewiesen.

Als ebenso positiver Aspekt ist die zügige Generierbarkeit von Messdaten zu erwähnen. Schon am Ende der Messungen stehen dem Untersucher quantitative Daten in Form übersichtlicher Diagramme zur Verfügung. Durch die auf der Ultraschalltopometrie basierende Generierung der Messdaten minimiert sich der Einfluss des Untersuchers auf die Messergebnisse enorm.

Das wiederum ermöglicht eine gute Vergleichbarkeit der Messparameter verschiedener Probanden/Patienten zu verschiedenen Zeitpunkten. Die gewonnenen Messparameter können sowohl in elektronischer als auch in gedruckter (siehe Abb. 23 und 24, S. 39) Form archiviert werden.

Zudem bietet die 3D-Bewegungsfunktionsanalyse ein breit gefächertes Spektrum an klinischen Anwendungsmöglichkeiten, auf welche an späterer Stelle näher eingegangen werden soll.

Trotz der vielen Vorzüge des Messsystems sind im Laufe der Messungen auch einige Unzulänglichkeiten in Erscheinung getreten.

Wie oben bereits erwähnt, sind die Ultraschallmarker zwar klein und leicht, sie gerieten allerdings durch entsprechende Bewegungen (vor allem bei der Ante- und Retroversion) relativ schnell aus dem Messfeld und konnten so nicht mehr vom Messaufnehmer detektiert werden. Vor allem bei der Bewegungskombination von Ante- und Retroversion kam es gehäuft zu Signalabbrüchen. Der auf dem M. deltoideus platzierte Marker veränderte im Verlauf der Anteversionsbewegung so seine Lage, dass dessen Signal nicht mehr vom Messaufnehmer lokalisiert werden konnte. Um dies zu verhindern, wurden vor der eigentlichen Messaufnahme einige Probewebewegungen durchgeführt.

Auf Grund der simultan zur Bewegung stattfindenden Visualisierung der Einzelmarker über den PC-Bildschirm, konnten Artefakte sowie Signalstörungen meist im Vorfeld durch eine entsprechende Versuchs- sowie Markieranordnung kompensiert werden.

Durch die unterschiedliche farbliche Darstellung der Einzelmarker auf dem Bildschirm, lässt sich die Bewegung über den gesamten Messverlauf gut nachvollziehen. Bereits aufgezeichnete Bewegungen können beliebig oft abgespielt werden und Fehler genau zugeordnet werden.

Datenfehler wegen defekter Marker konnten ebenso bereits während der Aufzeichnung erkannt und durch den Austausch des betreffenden Senders beseitigt werden.

Als etwas umständlich und mitunter aufwendig in der Vorbereitung erwies sich die Tatsache, dass die von der Kabeladapertasche zu den Markern führenden Kabel so befestigt werden mussten, dass sie mit den Markern nicht in Berührung kamen. Andernfalls störten sie die Übertragung und die Messung wurde nicht aufgenommen.

Nun zur Methode der Goniometrie, die wahrscheinlich in der Praxis am häufigsten verwendete Messmethode zur Bestimmung der Gelenkbeweglichkeit.

Die Winkelmessung ist eine seit Jahren allgemein akzeptierte sowie klinisch etablierte Methode zur Erfassung von Gelenkpositionen. Sie wird von Ärzten und Physiotherapeuten gleichermaßen verwendet und als objektiv eingestuft. Die genaue Dokumentation von Gelenkpositionen hat Einfluss auf die Auswahl von Therapien und gibt Auskunft über die Effektivität einer durchgeführten Behandlungsart, indem man den Verlauf von Messwerten betrachtet.

Das für die Messungen benötigte Gerät, das Goniometer, ist leicht, gut transportabel, einfach zu bedienen und kostengünstig.

Schon Seyfarth (1973) erkannte vor über drei Jahrzehnten die Vorzüge der Winkelmessung. Laut Seyfarth bietet die Methode eine rasche Orientierung über die Gelenkbeweglichkeit bei eindeutig definierter Ausgangsstellung.

Der Dokumentationsaufwand ist seiner Meinung nach relativ gering und das Verfahren durch seine Entwicklung aus den Gelenkstellungen am aufrecht stehenden Menschen didaktisch eindeutig.

Auch nach Jahn (1972) kann die Winkelmessung den Forderungen nach Reproduzierbarkeit der gewonnen Messwerte und denen nach eindeutiger Dokumentation gerecht werden. Durch eine festgelegte Ausgangsstellung und die Wahl einheitlicher anatomischer Bezugspunkte werden die Messungen übersichtlich und nachvollziehbar.

Allerdings reduziert die Winkelmessung seiner Meinung nach die tatsächliche Bewegungsvielfalt in einem Gelenk auf die Ermittlung der Beweglichkeit in einer bis zu drei definierten Ebenen.

Der dynamische Fluss einer Bewegung bleibt bei der Winkelmessmethode unbeachtet, die einzelnen Gelenkwinkel werden lediglich statisch erfasst (Raiss, 2007).

Die konventionelle Winkelmessung erlaubt sozusagen nur die Beurteilung der Hauptbewegung, Begleitbewegungen können klinisch nur unter Zurückhaltung interpretiert werden (Smolenski et al., 2003), was die Anwendbarkeit wiederum deutlich einschränkt.

Weiterhin sind die vorgegebenen anatomischen Bezugspunkte je nach individuellen anatomischen Eigenheiten nicht immer klar auffindbar, eine einheitliche Ausgangsstellung dementsprechend schwierig realisierbar.

Die Erfahrung zeigt, dass ein geringes Abweichen von den Anlagepunkten zu deutlich veränderten Ergebnissen einer Messung führt (Reichert et al., 2005).

Wie an anderer Stelle bereits erwähnt, können je nach Erfahrung des Untersuchers Ablesefehler oder Fehler in der Handhabung des Gerätes die Messergebnisse verfälschen.

Im Vergleich zur Zebris[®]-Messung ist die Winkelmessung in größerem Maße vom Untersucher und dessen Messtechnik abhängig.

Anregungen/Konsequenzen zur Durchführung

Im Laufe der Messungen erwiesen sich für eine optimierte Durchführung der 3D-Messungen bestimmte Vorgehensweisen als vorteilhaft.

Unverzichtbar ist beispielsweise das Tragen von ärmelloser Kleidung, um die Ultraschallmarker entsprechend am Arm befestigen zu können.

Außerdem erhielten vor allem die weiblichen Probandinnen die Anweisung, unmittelbar vor den Messungen keine Körperlotionen auf die Haut aufzutragen, da die Marker sonst nur unzureichend klebten und während der Messungen leicht dislozierten.

Es versteht sich von selbst, dass für eine geradlinige und flüssige Durchführung der Bewegungen klare Anweisungen auf Seiten der Untersucher notwendig waren.

Lautes Mitzählen der Einzelbewegungen durch den Untersucher erwies sich dahingehend als effektiv, als dass sich die Probanden entsprechend des Stimmrhythmus in einer konstanten Geschwindigkeit bewegten.

Um einen korrekten Ablauf der Bewegungen zu gewährleisten sowie Ausweich- und Kompensationsbewegungen auf ein Minimum zu reduzieren, mussten die Probanden kontinuierlich beobachtet und falls nötig, entsprechend korrigiert werden. Da allerdings auch zeitnah der PC bedient und die lückenlose

Übertragung der Marker auf den Bildschirm überprüft werden musste, erscheint es sinnvoll, anstatt nur einem prinzipiell zwei Untersucher in das Messgeschehen zu involvieren. Somit könnte sich ein Untersucher der technischen Durchführung, ein anderer dem Beobachten des Bewegungsmusters des Probanden widmen.

Des Weiteren sollten die Probanden nicht die Möglichkeit haben, während der Messaufnahme auf den PC-Bildschirm zu schauen, andererseits könnte eine subjektive Beeinflussung der Bewegungen nicht sicher ausgeschlossen werden.

Es spricht jedoch nichts dagegen, den Probanden/Patienten bereits aufgezeichnete Bewegungsabläufe zum besseren Verständnis bzw. zum Erläutern von Störungen im Bewegungsablauf im Nachhinein zu zeigen.

Anwendungsmöglichkeiten der 3D-Bewegungsfunktionsanalyse

Das Zebris®-Messsystem eignet sich durchaus als Alternative zur konventionellen Winkelmessung bei der Überprüfung der Gelenkbeweglichkeit. Es ist einfach und schnell anwendbar und liefert zeitnah vergleichbare Messergebnisse.

Technischer Aufwand und Zeitbedarf liegen in einem vertretbaren Rahmen, die Auswertung der Daten durch das computergestützte System ist relativ leicht, teilweise sogar automatisiert durchführbar.

Denkbares Einsatzfeld der dreidimensionalen Bewegungsmessung wäre z.B. die Dokumentation sowie Verlaufsbeobachtung des Bewegungsausmaßes bei gutachterlichen Fragestellungen oder im Rahmen von Therapiestudien.

Die Beweglichkeit der oberen Extremität einschränkende Funktionsstörungen, seien sie degenerativer oder traumatischer Natur, können mithilfe des Messverfahrens besser quantifiziert werden. Denkbar wäre in diesem Zusammenhang ein Einsatz im Fachgebiet Taumatologie bzw. Orthopädie. Beispielsweise könnte das maximal erreichbare Bewegungsausmaß vor und nach operativen Interventionen ultraschalltopometrisch bestimmt werden.

Die Behandlung von Funktionsstörungen im Bereich der oberen Extremität obliegt allerdings auch oft dem manualmedizinischen bzw. physiotherapeutischen Aufgabenbereich. Hier ist ebenfalls eine Anwendungsmöglichkeit des Messsystems zu sehen. Therapeutische Effekte können „sichtbar“ und in Bezug auf die Bewegungsfähigkeit analysiert werden.

Im Bereich rehabilitativer Maßnahmen ermöglicht das Verfahren einen Vergleich von Messwerten vor, während und nach entsprechenden Therapie-maßnahmen. Diese können dadurch besser in ihrer Wirksamkeit evaluiert werden.

Geeignet ist die klinische Anwendung des Messsystems insbesondere auch zur Analyse zerebraler Bewegungsstörungen bei Patienten mit Paresen, Störungen der Somatosensibilität oder ataktischen Störungen wie sie beispielsweise nach einem Schlaganfalls auftreten können.

Blankenfeld (2002) untersuchte im Rahmen seiner Dissertation die Praktikabilität des Messsystems bei 26 Patienten mit Bewegungsstörungen der oberen Extremität nach Schlaganfällen. Er kommt zu dem Schluss, dass es sich bei der 3D-Messung um eine gute, einfach anzuwendende Methode mit vielfältigen Einsatzmöglichkeiten handelt. Sie kann eine Vielfalt neuer Aspekte in der Untersuchung motorischer Defizite erbringen.

Es können nicht nur der Bewegungsfluss, sondern auch kinematische Parameter wie Geschwindigkeit oder Beschleunigung der Bewegung grafisch dargestellt werden. Durch eine Vielzahl grafischer und statistischer Hilfsmittel können darüber hinaus patientenspezifische Störungsmuster analysiert werden. Zebris® ermöglicht somit eine genaue Differenzierung zwischen normalen und pathologischen bzw. abweichenden Bewegungsmustern.

Weiterhin ist mithilfe des Messsystems eine standardisierte Untersuchung manueller Leistungen wie Ziel-, Greif- oder Wechselbewegungen möglich.

Im Rahmen wissenschaftlicher Studien können Teilaspekte von Bewegungen bei entsprechenden Fragestellungen genauer analysiert werden.

Denkbar wäre ebenso eine Anwendung im sportmedizinischen Bereich, um Haltungs- und Bewegungstypologien bei Sportlern anschaulich und nachvollziehbar zu präsentieren und entsprechend Bewegungs-, Haltungs- und Kraftparameter zu optimieren.

7. Schlussfolgerungen

Bezug nehmend auf die im Abschnitt 3 aufgestellten Fragestellungen erweisen sich sowohl das 3D-Bewegungsanalysesystem Zebris® als auch die Goniometrie als geeignete Verfahren zur Messung der Gelenkbeweglichkeit.

Zebris® zeichnet sich durch eine hohe bis exzellente Intrasession-Reliabilität und eine überwiegend als ausreichend zu bewertende Intersession-Reliabilität aus. Ähnlich gute Reliabilitäten werden bei der Winkelmessung erzielt.

Somit erfüllen beide Methoden eines der Hauptgütekriterien eines Messverfahrens, nämlich ein hohes Maß an Übereinstimmung bzw. Genauigkeit.

Die Ultraschall-3D-Topometrie kann dementsprechend aussagefähige Werte zur Bestimmung des maximalen Bewegungsspielraumes eines Gelenkes liefern.

Im Vergleich zur konventionellen Winkelmessung ist die 3D-Bewegungsanalyse zudem als valides Verfahren einzustufen, d.h. die Ultraschalltopometrie misst tatsächlich das, was es zu messen vorgibt, nämlich das maximale Bewegungsausmaß der Gelenke. Wenn auch keine perfekte Korrelation erzielt wurde, so konnte dennoch mindestens eine schwache Korrelation zwischen Winkelmessung und 3D-Messverfahren festgestellt werden.

Auch das Test-gütekriterium der Validität ist demnach im Wesentlichen erfüllt.

Beide Messverfahren sind selbstverständlich nicht frei von Messfehlern, eine standardisierte Durchführung der Messungen erscheint für beide Verfahren sinnvoll, nicht nur um dem dritten Hauptgütekriterium der Objektivität nachzukommen. Eine klare und nachvollziehbare Struktur der Messabfolge sowie annähernd identische Messbedingungen bei wiederholten Messungen sind in dieser Arbeit angewendete Methoden, um die Messungen objektivierbar zu machen. Eine mehrfache Wiederholung der Messungen ist empfehlenswert, da so die Zufallsvarianz reduziert werden kann.

Zusätzlich sind die Nebengütekriterien der Normierbarkeit, der Vergleichbarkeit der Messergebnisse sowie die der Sicherheit des Probanden/Patienten durchaus als erfüllt anzusehen.

Trotz vorhandener Unzulänglichkeiten erscheint es dennoch gerechtfertigt, beide Messmethoden als qualitativ gute, im Wesentlichen die Qualitätsmerkmale eines Messverfahrens erfüllende, Methoden einzustufen.

Die vielseitigen Anwendungsmöglichkeiten der 3D-Bewegungsanalyse machen das Verfahren zudem für klinische, therapeutische sowie wissenschaftliche Aspekte äußerst interessant.

Es ist einfach und schnell anzuwenden, die Messergebnisse stehen umgehend zur Verfügung und können mithilfe des entsprechenden Software-Programmes beliebig oft visualisiert bzw. analysiert werden.

Einzig und allein der Kostenfaktor in der Anschaffung des Messsystems könnte dessen Anwendung einschränken.

Weitere Studien zu den Anwendungsmöglichkeiten des dreidimensionalen Messverfahrens, insbesondere zu den Aspekten Ziel- Wechsel- und Koordinationsbewegungen der oberen Extremität sollten folgen, um die Etablierung des Messsystems in der Klinik voranzutreiben.

8. Literatur- und Quellenverzeichnis

1. APTA, **Standards for tests and measurements in physical therapy practice**, Phys Ther, 1991; 71: 589-622
2. Armstrong AD, MacDermid JC, Chinchalkar S, Stevens RS, King GJ, **Reliability of range-of-motion measurement in the elbow and forearm**, J Shoulder Elbow Surg., 1998; 7(6): 573-80
3. Blankenfeld H, **Dreidimensionale Bewegungsanalysen bei Bewegungsstörungen der oberen Extremität nach Schlaganfällen**, Medizinische Dissertation, 2002
4. Boone DC, Azen SP, Lin CM, Spence C, Baron C, Lee L, **Reliability of goniometric measurements**, Phys Ther., 1978, 58 (11): 1355-90
5. Bortz J, Döring N, **Forschungsmethoden und Evaluation**, Springer Verlag, Berlin Heidelberg New York, 2003
6. Bortz J, Lienert GA, **Kurzgefasste Statistik für die klinische Forschung**, Springer Verlag, Berlin, 2003
7. Brosius F, **Online-Ausgabe des Handbuchs SPSS 8**, Universität Bern, 2006
8. Buckup K, **Klinische Tests an Knochen, Gelenken und Muskeln**, Thieme Verlag, Stuttgart New York, 2005
9. Doriot N, Wang X, **Effects of age and gender on maximum voluntary range of motion of the upper body joints**, Ergonomics, 2006; 49 (3): 269-81


10. Endres G, Smolenski UC, Schreiber TU, **3-dimensionale Bewegungsfunktionsanalyse der Halswirbelsäule mit dem System Zebris®-Standardisierung der Untersuchungsbedingungen**, Phys Rehab Kur Med, 1998, 8:22-24
11. Goodwin J, Clark C, Deakes J, Burdon D, Lawrence C, **Clinical methods of goniometry: a comparative study**. Disabil Rehabil., 1992, 14 (1): 10-15
12. Graumann W, Sasse D, **Anatomie compact Lehrbuch**, Band 2, Schattauer Verlag, 2004
13. Greene BL, Wolf SL, **Upper Extremity joint movement: comparison of two measurement devices**, Arch of Phys Med & Rehabil, 1989, 70 (4): 288-90
14. Günal I, Köse N, Erdogan O, Gögtürk E, Seber S, **Normal Range of Motion of the Joints of the Upper Extremity in Male Subjects, with Special Reference to Side**, The Journal of Bone and Joint Surgery, 1996, 78: 1401-4
15. Hartung J, Elpelt B, Klösener KH, **Statistik Lehr- und Handbuch der angewandten Statistik**, 12. Auflage, Oldenbourg Verlag, München, 1999
16. Hepp WR, Debrunner HU, **Orthopädisches Diagnostikum**, Thieme Verlag, Stuttgart, 2004
17. Hermsdörfer J, **Bewegungsmessung zur Analyse von Handfunktionen**, EKN-Beiträge zur Rehabilitation, München, 2002
18. Hochschild J, **Strukturen und Funktionen begreifen / Funktionelle Anatomie- Therapierelevante Details**, Thieme Verlag Stuttgart, 2. Auflage, 2002

19. Jahn K, **Zur klinischen Prüfung und Dokumentation der Gelenkbeweglichkeit**, Beiträge Orthopädie und Traumatologie, 1972; 19: 539-45
20. Johnston MV, Keith RA, Hinderer SR, **Measurement standards for interdisciplinary medical rehabilitation**, Arch Phys Med Rehabil, 1992; 73: S3-S23
21. Kapandji IA, **Funktionelle Anatomie der Geleke, Band 1, Obere Extremität**, Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart, 1992
22. Lienert GA, Raatz U, **Testaufbau und Testanalyse**, Beltz, Psychologie - Verl.-Union, Weinheim, 1994
23. Lippert H, **Lehrbuch Anatomie**, Urban & Schwarzenberg, München, 2006
24. Mayerson NH, Milano RA, **Goniometric Measurement Reliability in Physical Medicine**, Arch Phys Med Rehabil, 1984; 65 (2): 92-94
25. Mayerson NH, Milano RA, **Goniometric Measurement Reliability in Physical Medicine**, Arch Med Rehabil, 1984, 65: 92-94
26. Moll KJ, Moll M, **Anatomie Kurzlehrbuch**, Urban & Fischer, München, 2003
27. Niethard FU, Pfeil J, **Duale Reihe- Orthopädie**, 4.Auflage, Thieme Verlag, 2003
28. Raiss P, Rettig O, Wolf S, Loew M, Kasten P, **Das Bewegungsausmaß der Schulter und des Ellenbogens bei Alltagsbewegungen in der 3D-Bewegungsanalyse**, Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie, 2007; 145: 493-98
29. Reichert B, Seifried C, Obenland E, Ruess F, Puscher M, Ungericht C, Dippon J, **Genauigkeit der manuellen Winkelmessung am Ellenbogengelenk**, Physikalische Therapie, 2005

30. Reimann S, **Befunderhebung - Grundlagenwissen für Physiotherapeuten und Masseure**, Urban & Fischer Verlag, München Jena, 2002
31. Roebroeck ME, Harlaar J, Lankhorst GJ, **The application of generalizability theory to reliability assessment: an illustration using isometric force measurements**, Phys Ther, 1993, 73: 386-395
32. Rössler H, Rüther W, **Orthopädie und Unfallchirurgie**, Urban & Fischer Verlag, München, 2005
33. Rothstein JM, Miller PJ, Roettger RF, **Goniometric reliability in a clinical setting. Elbow and knee measurements.**, Phys Ther., 1983, 63 (10): 1611-15
34. Sabari JS, Maltzev I, Lubarsky D, Liszkay E, Homel P, **Goniometric assessment of shoulder range of motion: comparison of testing in supine and sitting positions**, Arch Phys Med Rehabil., 1998; 79 (6): 647-51
35. Schreiber TU, Bak P, Müller W, Ziegenthaler H, Smolenski U, **Funktionelles Assessment am Bewegungssystem**, Phys Rehab Kuror Med, 1999; 9: 110-21
36. Schreiber TU, Petrovitch A, Will T, **Vergleich von 3D-Bewegungsanalyse und Röntgenfunktionsaufnahmen bei Patienten mit Verdacht auf segmentale Instabilität der Lendenwirbelsäule**, Phys Med Rehab Kuror, 2001, 4: 151
37. Seyfarth H, Bülow B, Buchmann J, **Praktische Erfahrungen mit der Neutral-Null-Durchgangsmethode**, Beiträge Orthopädie und Traumatologie, 1973; 20: 228–31
38. Seyfarth H, **Die Prinzipien der Neutral-Null-Durchgangsmethode**, Beiträge Orthopädie und Traumatologie, 1974; 21: 276-85

39. Shrout PE, Fleiss JL, **Intraclass correlations: Uses in assessing rater reliability**, Psychological Bulletin, 1979; 86: 420-28
40. Smolenski UC, Endres G, Bocker B, **Untersuchung der Halswirbelsäulen-beweglichkeit mittels Bewegungsfunktionsanalyse-system zebris und Winkelmessung**, Manuelle Medizin, 2003, 41: 365-73
41. Smolenski UC, Stibenz C, Bocker B, Winkelmann C, Rethe S, Loth D, **Klinisches Assessment der craniomandibulären Dysfunktion**, Phys Med Rehab Kuror, 2001, 4: 152
42. Stratford P, Agostino V, Brazeau C, Gowitzke B, **Reliability of joint angle measurement: a discussion of methodology issues**, Physio Can, 1984, 36: 5-9
43. Tillmann B, **Atlas der Anatomie**, Springer Verlag, Berlin, 2005
44. Vogel T; **Untersuchungen zur Reliabilität und Validität der Gleichgewichtsanalyse mittels ultraschalltopometrischer Cranio-Corpo-Graphie (Zebris®)**, Medizinische Dissertation, 2006
45. Will, T, **Evaluierung der Ultraschall-3D-Topometrie (Zebris®) im Vergleich zur Funktionsradiographie der Lendenwirbelsäule**, Medizinische Dissertation, 2004
46. zebris medical GmbH, **www.zebris.de**

Anhang

<p style="text-align: center;">Universitätsklinikum Jena Medizinische Fakultät <i>Institut für Physiotherapie</i> komm. Direktor: Prof. Dr. med. U. Smolenski Erlanger Allee 101 07740 Jena Tel.: 03641/9-32 52 01 Fax.: 03641/9-32 52 02</p>			
Einverständniserklärung zur Teilnahme an der "ZEBRIS®-Studie Obere Extremität"			
<p>Proband: _____</p> <p>geboren am: _____</p> <p>Datum: _____</p> <p>Hiermit erkläre ich mich bereit, an der "ZEBRIS®-Studie Obere Extremität" teilzunehmen.</p> <p>Die Aufklärung über Art und Durchführung der Studie habe ich verstanden und hatte die Möglichkeit, Fragen zu stellen sowie ausreichend Zeit, meine Entscheidung über die Teilnahme an der vorgesehenen Studie zu treffen.</p> <p>Ich bin darüber informiert, dass ich diese Untersuchung jederzeit ohne Angabe von Gründen abbrechen kann.</p> <table style="width: 100%; border: none;"><tr><td style="width: 50%; text-align: center; border-top: 1px dotted black; padding-top: 20px;">Unterschrift des Probanden</td><td style="width: 50%; text-align: center; border-top: 1px dotted black; padding-top: 20px;">Unterschrift des Untersuchers</td></tr></table>		Unterschrift des Probanden	Unterschrift des Untersuchers
Unterschrift des Probanden	Unterschrift des Untersuchers		



Patientennummer: _____

Name, Vorname: _____

Geburtsdatum: _____

Ein- und Ausschlusskriterien

Bitte kreuzen Sie Zutreffendes an!

	Ja	Nein
1. In den letzten 6 Monaten hatte ich - <u>keine</u> Verletzungen / Traumata im Arm- und Schulterbereich	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
- <u>keine</u> Operation in dieser Region	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
2. Ich habe <u>keine</u> Erkrankungen des Schultergelenkes. (z.B. Arthrose, Rotatorenmanschettenläsion...)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3. Ich hatte / habe <u>keine</u> Erkrankungen des Ellenbogengelenkes. (z.B. Rheumatoide Arthritis, Chronische Polyarthritis...)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
4. Ich hatte / habe <u>keine</u> Erkrankungen des Handgelenkes und der Hand. (z.B. Karpaltunnelsyndrom, Arthrosen der Fingergelenke...)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
5. Ich hatte / habe <u>keinen</u> Bandscheibenvorfall im Halswirbelsäulenbereich.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
6. Ich hatte / habe <u>keine</u> neurologischen Erkrankungen bzw. Defizite. (z.B. Schlaganfall, Muskelerkrankungen...)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
7. Ich konsumiere <u>nicht</u> täglich Alkohol u./o. Drogen.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

.....
Ort, Datum und Unterschrift

Der/Die Proband/in ist für die Studie geeignet.

☐ ☐

.....
Ort, Datum und Unterschrift

Universitätsklinikum Jena
 Medizinische Fakultät
Institut für Physiotherapie
 komm. Direktor: Prof. Dr. med. U. Smolenski
 Erlanger Allee 101
 07740 Jena
 Tel.: 03641/9-32 52 01
 Fax.: 03641/9-32 52 02



Patientennummer: _____
 Name, Vorname: _____
 Geburtsdatum: _____
 Datum der Messung: _____

MT I / MT II

(A) ZEBRIS® - Messung

		<u>1. Messung</u>	<u>2. Messung</u>	<u>3. Messung</u>
1. Elevation Schulter	r	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	l	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
2. Ante-/ Retroflexion Arm	r	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	l	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
3. Flex/ Ex Ellenbogen	r	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	l	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>

.....
 Unterschrift des Untersuchers

Universitätsklinikum Jena
 Medizinische Fakultät
Institut für Physiotherapie
 komm. Direktor: Prof. Dr. med. U. Smolenski
 Erlanger Allee 101
 07740 Jena
 Tel.: 03641/9-32 52 01
 Fax.: 03641/9-32 52 02



Patientennummer: _____
 Name, Vorname: _____
 Geburtsdatum: _____
 Datum der Messung: _____

MT I / MT II

(B) Manuelle Messung

	<u>1. Messung</u>	<u>2. Messung</u>	<u>3. Messung</u>
4. Elevation Schulter	r <input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	l <input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
5. Ante-/ Retroflexion Arm	r <input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	l <input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
6. Flex/ Ex Ellenbogen	r <input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
	l <input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>

.....
 Unterschrift des Untersuchers

Lebenslauf

Angaben zur Person

Name: Katrin Oschmann
Anschrift: Schomerusstraße 17, 07745 Jena
Geburtsdatum: 06.06.1982
Geburtsort: Meiningen, Thüringen

Schulbildung

1989 - 1993 Grundschole „Am Kiliansberg“ in Meiningen
1993 - 2001 Ernst-Henfling-Gymnasium in Meiningen
21.06.2001 Erlangung der Allgemeinen Hochschulreife

Ausland

08/2001-08/2002 Tätigkeit als Au pair in Bedford, New Hampshire, USA

Berufsausbildung

10/2002 Beginn des Studiums der Humanmedizin an der Friedrich-Schiller-Universität Jena

01.09.2004 Ärztliche Vorprüfung

08/2007-12/2007 Praktisches Jahr am Kantonsspital Glarus, CH (Chirurgie)
12/2007-03/2008 Praktisches Jahr am Kantonsspital Glarus, CH (Innere)
03/2008-07/2008 Praktisches Jahr am Universitätsspital Zürich,(Anästhesie)

11.11.2008 Ärztliche Prüfung
18.11.2008 Erteilung der Approbation

ab 01.01.2009 Tätigkeit als Assistenzärztin in der Klinik für Anästhesiologie und Intensivmedizin am Universitätsklinikum Jena

Promotion

Seit 2006 Promotionsarbeit zum Thema:

„Untersuchung der Beweglichkeit der oberen Extremität mittels 3D-Bewegungs-funktionsanalysesystem Zebris® und Winkelmessung“

Institut für Physiotherapie und Physikalische Medizin der FSU Jena, Prof. Dr. med. U.C. Smolenski

Jena, den _____

Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben:

Herr Prof. Dr. med. U.C. Smolenski, Herr S. Conradi, Herr Jörg Weiß

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Jena, den _____

Danksagung

Für die Bereitstellung des Themas, der Räumlichkeiten und Materialien sowie für die stets freundliche und konstruktive Zusammenarbeit möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. med. Ulrich C. Smolenski, Direktor des Institutes für Physiotherapie der Friedrich-Schiller-Universität Jena, recht herzlich bedanken.

Mein besonderer Dank gilt ebenso Herrn Steffen Derlien für die stets freundliche und produktive Zusammenarbeit, insbesondere auch für die Unterstützung bei methodischen und praktischen Fragen.

Ich bedanke mich bei allen, bisher namentlich nicht genannten, Mitarbeitern des Institutes für Physiotherapie des Universitätsklinikums Jena für ihr stets freundliches und hilfsbereites Entgegenkommen während meiner Zeit als Doktorandin am Institut.

Des Weiteren möchte ich mich bei allen Probanden für ihren Einsatz und die mir entgegenbrachte Zeit und Kooperativität bedanken.

Außerordentlicher Dank gebührt meinem Lebenspartner Herrn Jörg Weiß für die hilfreiche und verständnisvolle Unterstützung, insbesondere bei der Erstellung und Umsetzung des Manuskriptes.

Von ganzem Herzen bedanke ich mich bei meinen Eltern, Burgunde und Uwe Oschmann sowie bei meinem Bruder Stefan Oschmann für die stets liebevolle Unterstützung.